

협착이 발생된 분기관내 비뉴턴유체의 유동특성 연구

Flow Characteristics of Non-Newtonian Fluids in the Stenosed Branch Tubes

서 상 호*, 유 상 신**, 노 형 운***
S. H. Suh, S. S. Yoo, H. W. Roh

Key words : Newtonian fluid (뉴턴유체), Non-Newtonian fluid (비뉴턴유체), Branch flow (분기관유동), Stenosed branch (협착된 분기관), Numerical analysis (수치해석)

Abstract

The objective of present study is to obtain information on the stenosis effects in the branch tubes for industrial piping system and atherogenesis processing in human arteries. Numerical solutions for flows of Newtonian and non-Newtonian fluids in the branch tubes are obtained by the finite volume method. Centerline velocity and pressure along the bifurcated tubes for water, blood and aqueous Separan AP-273 solution are computed and the numerical results of blood and the Separan solution are compared with those of water. Flow phenomena in the stenosed branch tubes are discussed extensively and predicted effectively. The effects of stenosis on the pressure loss coefficients are determined.

기 호 설 명

<p>D_{b1} : 제 1분기관의 지름[m]</p> <p>D_{b2} : 제 2분기관의 지름[m]</p> <p>D_i : 상류주관의 지름[m]</p> <p>L : 협착부의 길이[m]</p> <p>m : 멱법칙 모델의 컨시스턴시[Pa·sⁿ]</p> <p>n : 멱법칙지수</p> <p>p : 정압[Pa]</p> <p>q : Carreau 모델의 지수</p> <p>R : 협착부의 반지름[m]</p>	<p>t : 협착부의 높이[m]</p> <p>U_m : 입구의 평균속도[m/s]</p> <p>u : 축방향 속도[m/s]</p> <p>x : 축방향</p> <p style="text-align: right;">그리스문자</p> <p>$\dot{\gamma}$: 전단율[s⁻¹]</p> <p>$\dot{\gamma}_0$: 하한 커트오프전단율[s⁻¹]</p> <p>λ : 특성시간[s]</p> <p>η : 겔보기점성계수[Pa·s]</p> <p>η_0 : 영전단율 겔보기점성계수[Pa·s]</p> <p>η_∞ : 무한전단율 겔보기점성계수[Pa·s]</p> <p>θ : 제 1분기관의 분기각</p> <p>ϕ : 제 2분기관의 분기각</p>
--	--

* 숭실대학교 기계공학과
** 한국항공대학교 기계설계학과
*** 숭실대학교 대학원 기계공학과

ρ : 밀도[kg/m³]

1. 서 론

파이프, 디퓨저, 노즐, 관부속품(pipe fitting) 등과 같은 산업용 배관장치와 인체의 동맥혈관을 통한 유동현상을 정확하게 파악함으로써, 산업적으로는 배관장치의 최적설계와 경제적인 운전을 가능하게 할 수 있으며, 생체유체공학분야에서는 동맥혈관유동장의 현상을 이해하고, 병적원인을 규명하기 위한 기초자료로 활용할 수 있다.

산업용 액체배관은 설치한 후 장기간 사용하면 액체중에 포함된 화학적 성분과 부유물이 관벽에 침착하고 액체와 관벽의 화학작용에 의하여 관벽에 스케일이 쌓이는 협착현상이 발생한다.⁽¹⁾ 이러한 협착현상은 유동방향 또는 유량을 조절하기 위하여 설치된 관이음부 및 분기관을 분기점 부근에서 많이 발생된다. 분기점에서 협착현상이 일단 발생되면 시간이 경과될수록 협착정도는 심해지고, 압력손실은 증가되며, 유량은 크게 감소하게 된다. 인체내의 혈관은 산업용 배관장치보다 훨씬 복잡하고 불규칙한 단면을 가진 분기관과 곡관으로 구성되어 있다. 분기관내 혈액유동에서는 분기점 부근에서 유동의 급격한 변화로 인하여 분기관 외벽쪽에 재순환영역이 형성되고, 여기에 콜레스테롤 등과 같은 부유물질이 부착하여 협착현상이 발생하는 것으로 알려져 있다.⁽²⁾

뉴턴유체와 비뉴턴유체의 관내유동에서 분기관내 협착현상이 발생하는 원인을 규명하기 위한 실험적 및 수치해석적인 연구가 활발히 진행되고 있다.^{(3)~(9)} 최근에 비뉴턴유체의 유동해석은 먼저 수치적 방법을 적용하여 전체적인 경향을 예측한 뒤 실험자료를 이용하여 수치해석 결과를 검증하는 추세로 나가고 있다. 현재까지 발표된 분기관 유동에 관한 연구결과들은 주로 공기와 물과 같은 뉴턴유체를 이용한 이론 및 실험적 연구결과들이며, 비뉴턴유체를 이용한 연구는 극히 한정되어 있다. 최근 혈액의 혈관내 유동특성에 관한 연구가 활발히 진행되고 있으나, 대부분의 경우 혈액을 뉴턴유체로 가정하여 수치해석하거나, 혈액의 무한전단율점성계수와 유사한 점성특성을 가진 설탕 33w% 수용

액을 이용하여 실험을 수행하고 있다.

비뉴턴유체는 매끈한 원관내 정상유동상태에서도 뉴턴유체와 다른 특성을 나타내며, 특히 협착이 발생된 원관유동과 분기관유동과 같이 유동특성이 급격히 변하는 영역에서는 뉴턴유체와 판이한 것으로 발표되어 있다.^{(6),(7)}

본 연구에서는 혈액과 폴리머수용액을 비뉴턴유체로 취급하여 이들을 서술하는 구성방정식(constitutive equation)을 결정하고, 결정된 구성방정식을 운동방정식에 대입하여 협착이 발생된 분기부에서의 유동특성을 수치해석하고자 한다. 비뉴턴유체의 축방향속도의 변화, 압력강하, 분기부의 재순환영역을 결정하므로써 동맥혈관유동장내의 병적원인을 규명하기 위한 생체유체역학적인 연구의 자료로 삼고자 한다.

2. 지배방정식

비압축성 뉴턴유체 및 비뉴턴유체의 정상상태 유동특성을 해석하기 위한 연속방정식과 운동량 방정식은 다음과 같다.

$$u_{x,j} = 0 \quad (1)$$

$$\rho u \mu_{i,j} = -p_i + \tau_{i,j} \quad (2)$$

식 (1)과 식(2)에서 ρ , u , p , τ 는 각각 밀도, 속도, 정압, 전단응력이다. 식 (2)를 수치적으로 해석하기 위하여 전단응력, τ ,를 전단율의 함수로 나타낼 수 있는 비압축성 비뉴턴유체의 구성방정식은 식 (3)과 같이 나타낼 수 있다.⁽⁶⁾

$$\tau = \eta \dot{\gamma} \quad (3)$$

여기서 η 와 $\dot{\gamma}$ 는 각각 비뉴턴유체의 겔보기점성계수(apparent viscosity)와 전단율이다.

식 (3)은 겔보기점성계수가 전단율에 따라 변하는 순수점성 비뉴턴유체(purely viscous non-Newtonian fluid)의 유변학적 성질을 나타내는데 사용할 수 있다. 겔보기점성계수를 전단율의 함수로 나타낼 수 있는 많은 구성방정식 중에서 본 연구에서는 식 (4)로 나타낼 수 있는 수정멱법칙모델(modified power-law model)⁽⁶⁾을 채택하였다. 수정멱법

칙모델에서 혈액의 점성계수는 전단율이 아주 작은 영역에서 하한컷오프(cut-off)전단율, $\dot{\gamma}_0$, 의 값을 정의하여 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\eta = \begin{cases} m \dot{\gamma}_0^{n-1} & \dot{\gamma} < \dot{\gamma}_0 \\ m \dot{\gamma}^{n-1} & \dot{\gamma} \geq \dot{\gamma}_0 \end{cases} \quad (4)$$

식 (4)의 두 파라미터 m과 n은 수정멱법칙모델을 사용할 때 비뉴턴유체의 유변학적 성질을 나타내는 상수이고, $\dot{\gamma}_0$ 는 하한컷오프전단율이다.

한편, 비뉴턴유체의 유변학적 성질을 잘 나타내는 것으로 알려져 있는 Carreau모델은 식 (5)와 같다.^{(3),(10)} 본 연구에 사용된 수정멱법칙 모델과 Carreau 모델은 참고문헌(10)에 상세히 기술되어 있다.

$$\eta = \eta_\infty + (\eta_0 - \eta_\infty) [1 + (\lambda \dot{\gamma})^2]^{-\frac{(n-1)}{2}} \quad (5)$$

3. 비뉴턴유체의 유변학적 성질

본 논문에서는 뉴턴유체인 물과 비뉴턴유체로서 혈액 및 혈액대용유체로 많이 사용되는 Separan AP-273 1000wppm 수용액의 유변학적 특성을 이용하여 분기관유동문제를 수치계산하고, 그 결과를 서로 비교하였다. 수치계산에 사용된 뉴턴유체 및 비뉴턴유체의 유변학적 파라미터들을 Table 1에 요약하였다.

비뉴턴유체인 혈액의 유변학적 성질은 수정멱법칙

Table 1 Rheological parameters for different fluids

Fluid	Rheological model	Rheological values
Water	Newtonian	$m=0.001(Pa \cdot s^n)$ $n=1.0$
Separan AP-273 1000 wppm solution	Carreau	$\eta_0=0.06(Pa \cdot s)$ $\eta_\infty=0.0026(Pa \cdot s)$ $\lambda=0.5(s)$ $q=0.45$
Blood	Modified power-law	$m=0.0271(Pa \cdot s^n)$ $n=0.53$ $\dot{\gamma}_0=0.0214(s^{-1})$

모델로 나타내고, Separan 수용액의 유변학적 성질은 Carreau 모델로 나타내었다. 혈액과 Separan 수용액은 유변학적 거동이 유사하지만 구성방정식을 다르게 나타내므로써 유동해석결과의 차이점을 비교하였고, 이들 구성방정식을 이용하여 협착이 없는 분기관과 협착이 발생된 분기관의 유동을 수치해석하였다.

4. 수치해석방법

복잡한 형상을 갖는 유동공간에서 유동을 효과적으로 수치해석하기 위하여 경계밀착좌표계를 사용하였다. 협착이 발생된 분기관내 뉴턴 및 비뉴턴유체의 유동을 해석하기 위한 지배방정식은 유한체적법(FVM)⁽¹¹⁾을 이용하여 비엇물림격자(non-staggered grid)계에 대한 일반화된 이산화방정식으로 구할 수 있다.

$$A_p \phi_p - \sum_{nb} A_{nb} \phi_{nb} = S_v \quad (6)$$

여기서, 하첨자 nb는 6개의 인접격자점(neighboring nodes)를 의미한다. 본 연구에서 적용한 비엇물림격자계에서는 운동량방정식의 속도성분 u, v, w와 p를 같은 격자점에서 계산한다. 이 격자계는 이산화방정식을 단순화시킬 뿐만 아니라 컴퓨터 기억공간을 크게 줄일 수 있다. 그러나, 비엇물림격자계를 사용하면 압력과 속도계산시 chequer-board oscillation현상을 야기시킨다. 본 논문에서는 Rhie-Chow알고리즘⁽¹²⁾을 적용하여 이 문제를 극복하였다.

운동량방정식의 대류항처리는 하이브리드 차분법(hybrid differencing scheme)을 사용하였고, SIMPLE-C 알고리즘을 적용하여 압력수정에 관한 근사 이산화방정식을 압력과 속도의 상관관계를 고려한 연속방정식의 이산화방정식으로부터 구하여 운동량방정식의 압력항을 처리하였다. 압력수정방정식은 근사방정식이기 때문에 수치해의 발산을 막기 위하여 압력은 속도보다 큰 하향이완계수를 적용하였다. 수치해를 구하기 위하여 이산화방정식은 STONE반복법⁽¹³⁾을 적용하였다.

협착이 발생된 분기관내 유동문제를 해석하기 위

한 출구경계조건은 압력경계조건을 적용하였다. 식 (2)를 풀기 위하여 영국 Harwell연구소의 CFDS-FLOW3D Release 3.2.1코드를 적용하고, 비뉴턴 유체의 걸보기점성계수는 사용자 서브루틴을 FORTRAN으로 작성하여 CFDS-FLOW3D 코드와 연계시켰다. 또한 계산시간을 줄이기 위해 분기관 유동문제는 상류주관의 축대칭선 윗쪽 부분만 수치계산하였고, 수렴조건은 속도에 대한 상대오차가 1×10^{-6} 이 되도록 하였다. 계산에 사용된 컴퓨터의 기종은 SUN SPARCstation IPC이다.

5. 결과 및 검토

5.1 수치해석결과의 타당성 검증

본 논문에서 계산된 수치해석결과의 타당성을 검증하기 위하여 LDA(Laser Doppler Anemometer)와 실제 임상에서 혈관내 유량과 속도를 측정하는데 널리 사용되고 있는 PDU(Pulsed Doppler Ultrasound) machine을 이용하여 얻은 분기관 유동실험결과를 이용하였다.

실험과 수치해석에 사용된 분기관 모델은 Fig.1과 같다. 이러한 분기관의 형상은 산업용 배관장치와 인체동맥의 복부대동맥(abdominal aorta)과 장골동맥(iliac artery)에서 볼 수 있다.⁽⁷⁾ 인체내 대동맥분기관의 혈관조영사진으로부터 측정된 대동맥분기관의 치수는 Table 2와 같다.

실험에 사용된 유체는 점성계수와 밀도가 각각

$0.0037\text{Pa}\cdot\text{s}$, $1100\text{kg}/\text{m}^3$ 인 글리세린수용액이다. PDU방법에 의한 속도분포측정은 VingMed SD-100 ultrasound Doppler system에 연결된 10MHz needle probe에 의해서 얻었다. 각각의 위치에서 1mm^3 의 표본체적(sample volume : 1mm^3)을 갖는 intraluminal probe(약 2mm의 직경)를 관심영역에 설치하였고, 초음파주사선이 유동의 주방향과 평행되게 ultrasound crystal을 설치하였다. 이때 얻어진 Doppler spectral data는 SD-100시스템의 FFT알고리즘을 사용하여 처리하였다. LDA 시스템은 Dantec사의 55X modular three-beam DISA LDA system을 이용하였다. LDA 광학시스템은 He-Ne laser를 사용하였고, mounting bench, 두개의 beam splitter section, bragg cell, beam displacer, beam translator, front lens, 그리고 두개의 photomultiplier tube로 구성되어 있다. 렌즈로부터 방출된 세개의 광선의 초점이 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.

레이놀즈수가 950인 정상유동상태의 대동맥 분기관내 속도분포를 Fig.2에 나타내었다. 그림에서 ●, ■로 나타낸 것은 각각 LDA와 PDU로 측정된 축방향속도값이고, 실선은 수치해석으로 구한 결과이며, i.w.와 o.w.는 각각 내벽(inner wall)과 외벽(outer wall)을 의미한다. 대동맥내 축방향속

Table 2 Dimensions of the aortic bifurcation model

Nomenclature	Dimensions
Inlet Diameter	1.50cm
Daughter Branch Diameters	0.80cm
Area Ratio	0.57
Branch Angle($\theta = \phi$)	26.5°
Inlet Entrance Length	100cm

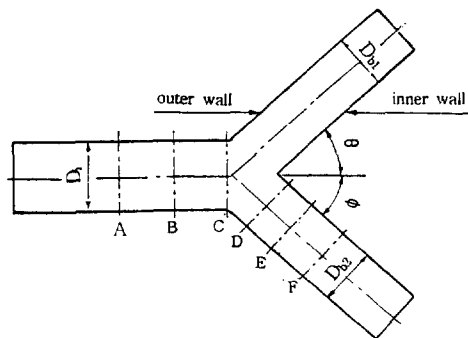


Fig.1 Geometric configuration of the branch model A

도분포는 대동맥입구의 평균속도(U_m)로 무차원화하였고, 분기관내 축방향속도는 분기관내 평균속도(U_{m_b})로 무차원화하여 도시하였다.

Fig.2의 A, B, C는 Fig.1의 대동맥 분기관모델에 표시된 것과 같이 분기부(apex) 상류단면의 위치를 나타내고, D, E, F는 분기부에서 하류방향에 있는 단면의 위치를 나타낸다. 그림에서 보는 바와 같이 대동맥의 입구에서 완전히 발달된 유동상태로 유입된 유체는 분기부로 유동이 양분되기 위해 분기부 부근(C단면)에서 상류주관의 중심부근이 오목한 M자형 속도분포를 나타내면서 하류분기관으로 유동이 진행된다.

분기부 근처의 속도분포는 입구의 속도분포보다 평탄하게 나타난다. 분기부를 지나면서 유동방향이 갑자기 바뀌면서 유동방향의 내벽쪽으로 원심력이 작용하여 내벽쪽의 속도가 외벽쪽의 속도보다 높게 나타난다. 분기관 내벽쪽의 속도분포가 외벽쪽의 속도분포보다 높기 때문에 내벽쪽의 전단응력분포 역시 외벽쪽의 경우보다 높아진다. 분기관하류로 유동이 진행됨에 따라 속도분포는 점차적으로 완전히 발달된 유동상태의 속도분포로 변해간다.

대동맥의 상류(A와 B점)에서 축방향속도의 수치계산값과 실험결과는 서로 잘 일치하고 있다. 분

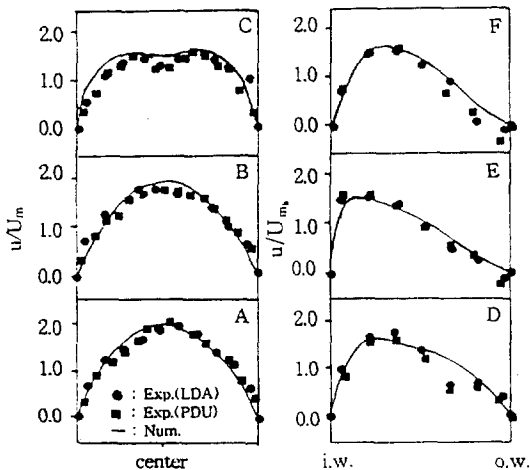


Fig.2 Axial velocity profiles for the steady flow in the aortic bifurcation model

기부(C점)에서는 수치계산에 의한 외벽쪽의 속도값이 실험결과보다 조금 높게 나타난다. 그 이유는 재순환영역에서 수치계산시의 오류확산의 영향과 분기관에서의 속도를 측정할 때 하류분기관의 축대칭선과 레이저빔의 방향이 정확히 일치되지 않았거나 2차원유동의 영향에 의한 것이라고 유추된다. 이와 같은 원인들이 상호 복합적으로 작용하여 수치계산값과 실험결과값과의 차이가 나타나는 것으로 사료된다.

5.2 협착이 없는 분기관내 유동

본 연구에서 채택한 분기관의 기하학적 형상은 Fig.1과 같이 지름 D_1 인 상류주관이 각각 분기각 θ 와 ϕ 이고, 지름 D_{b1} 과 D_{b2} 인 두 분기관으로 분기되는 경우의 기하학적 형상이다. 복부대동맥은 두 분기각이 동일한 경우에 해당하고, 두 분기각이 서로 다른 경우는 장골동맥에서 볼 수 있다. 본 논문에서는 분기각이 동일한 경우($\theta = \phi$)에 대한 분기관내 뉴턴유체 및 비뉴턴유체의 유동 현상을 중점적으로 연구하였다.

유변학적 성질이 다른 유체의 유동특성을 상대적으로 비교하기 위하여 입구에서의 평균속도와 겔보기점성계수를 이용하여 산출된 레이놀즈수가 동일하도록 기준을 설정하였다. 레이놀즈수가 400일 때, 입구유동조건은 완전히 발달된 유동이고, 분기각은 30° 이며, 상류주관과 분기관의 직경비가 1.0

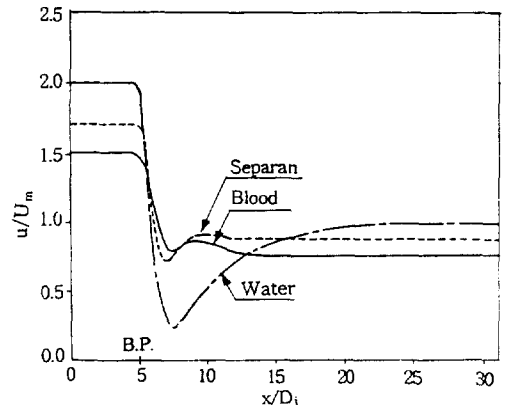


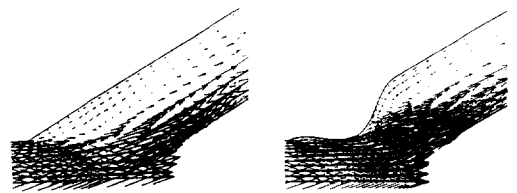
Fig.3 Comparison of centerline velocity for water and non-Newtonian fluids

인 분기관내 유동문제를 수치계산하여 중심선상의 속도와 압력변화를 각각 Fig.3과 Fig.4에 나타내었다. 그림에서 B.P.는 분기점(Bifurcation Point)을 나타내며, 축방향의 길이는 x/D_1 , 축방향 속도성분은 u/U_m , 압력은 $\Delta p / (0.5\rho U_m^2)$ 으로 무차원화하여 결과를 나타내었다. 이때 U_m 과 Δp 는 각각 상류주관의 평균속도, 관입구의 정압과 입구로부터 임의의 거리에 있는 단면에서의 정압차를 나타낸다.

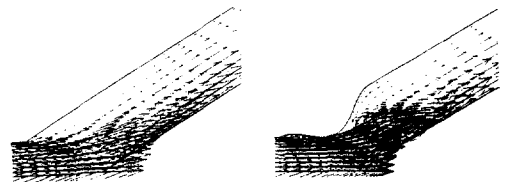
뉴턴유체가 협착이 없는 분기관내를 유동할 경우에는 상류 주관에서 중심선상의 속도가 일정한 값을 유지하는 상태로 진행되다가 분기부를 지나면서 유동이 양분되고, 분기점 부근에서 유동방향이 갑자기 바뀌면서 내벽쪽으로 원심력이 작용하여 내벽쪽의 속도는 크게 빨라지고, 외벽쪽에 재순환영역이 형성되어 중심선속도는 급격히 감소하여 극소 최소치에 이른다. 유동이 하류로 진행함에 따라 중심선속도는 서서히 회복되어 분기부로부터 멀리 떨어진 하류에서는 완전히 발달된 유동이 된다. 그러나, 비뉴턴유체인 혈액과 Separan 수용액의 분기관내 유동은 뉴턴유체인 물의 경우와는 다른 유동현상을 나타낸다. 뉴턴유체와는 달리 비뉴턴유체는 전단율에 따라 겔보기점성계수가 변하는 특성을 가지고 있기 때문에 비뉴턴유체의 축방향속도의 반경방향분포는 뉴턴유체보다 평탄하다. 따라서, 비뉴턴유체인 혈액과 Separan 수용액은 상류주관과 하류분기관에서 뉴턴 유체인 물보다 중심선상의 속도 분포는 낮게 나타난다. 또한, Separan 수용액은

혈액보다 중심선상의 속도분포가 약간 높게 나타난다. 이것은 레이놀즈수가 400일 때 혈액의 겔보기점성계수가 Separan 수용액의 겔보기 점성계수보다 작기 때문인 것으로 설명할 수 있다.

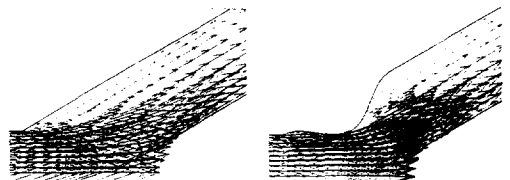
분기부를 지나면서 혈액과 Separan 수용액은 뉴턴유체인 물의 유동현상과는 달리 속도가 약간 감소한 후에 짧은 거리 이내에서 증가하였다가 서서히 감소하는 현상이 나타났는데, 그 이유는 유동장이 급격히 변하는 곳에서 비뉴턴유체의 유변학적 거동이 뉴턴유체와는 다르기 때문이라고 사료된다. 또한, 혈액과 Separan 수용액은 분기관의 하류로 진행함에 따라 물보다 훨씬 빨리 완전히 발달된 유동이 된다. 분기관내 압력강하는 혈액과 Separan 수용액의 경우가 물보다 크게 나타남을 알 수 있다. Separan 수용액의 압력강하가 혈액의 경우보다



(a) Water



(b) Separan solution



(c) Blood

Fig.5 Comparison of vectors in the daughter branch for water and non-Newtonian fluids

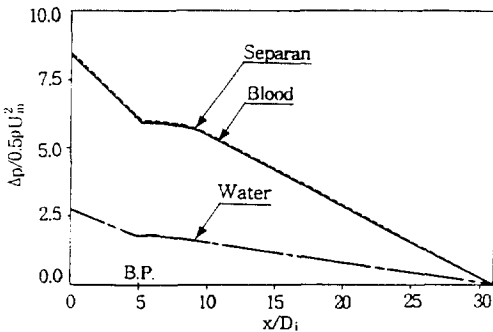


Fig.4 Comparison of pressure variation for water and non-Newtonian fluids

다 약간 커지는 이유는 주어진 유동상태의 전단율에서 Separan 수용액의 겔보기점성계수가 혈액의 겔보기점성계수보다 크기 때문이다.

협착이 없는 분기관내 뉴턴유체인 물과 비뉴턴유체인 Separan 수용액 및 혈액에 대한 속도벡터를 Fig.5의 왼쪽에 나타내었다. 분기부 시작점 부근에서 혈액과 Separan 수용액의 재순환영역의 크기는 물의 경우보다 작게 나타남을 알 수 있다.

5.3 협착이 발생된 분기관내 유동특성

분기점 부근에서는 유동방향이 갑자기 바뀌기 때문에 Fig.5와 같이 유동방향의 내벽(inner wall) 쪽으로 원심력이 작용하여 내벽쪽의 속도는 빨라지고 외벽쪽(outer wall)으로는 재순환영역이 형성됨을 알 수 있다. 혈관에서는 이 분기부의 재순환 영역에 협착이 발생하는 것으로 발표되어 있다. 또한 수치계산에 의하면 레이놀즈수가 증가함에 따라 재순환영역의 범위도 확장됨을 알 수 있다.⁽⁷⁾ 수치계산결과 레이놀즈수가 100일 때 재순환영역의 길이와 높이는 각각 D_{bi} 과 $0.25D_{bi}$ 이며, 레이놀즈수가 400일 때 재순환영역의 길이와 높이는 각각 $1.5D_{bi}$ 과 $0.375D_{bi}$ 이다. 따라서, 본 연구에서는 이

수치계산결과를 토대로 하여 협착이 발생된 분기관의 기하학적 형상을 식 (7)과 같은 코사인 곡선으로 이상화하고 협착부 모델의 크기를 결정하였다.

$$R(\ell) = \frac{D_{bi}}{2} - \frac{t}{2} \left[1 + \cos\left(\frac{\pi \ell}{L/2}\right) \right] \quad (7)$$

여기서 D_{bi} , t , L 은 각각 분기관의 지름, 이상화된 협착부의 높이와 길이를 나타낸다. 본 연구에서 채택한 협착이 발생된 분기관의 기하학적 모형과 단면은 Fig.6과 같고, 분기부에서의 유동박리를 고려한 협착부의 형상은 Table 3와 같다.

협착이 발생된 분기관내 유동을 수치해석하여 협착현상이 분기관내 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 유동특성에 미치는 영향을 검토하였다. 상류주관과 분기관의 직경비는 1.0이고, 분기각은 30° 이며, 뉴턴

Table 3 Geometric parameters of idealized stenosed branch model

Parameter	Stenosis model A	Stenosis model B
t	$0.25D_{bi}$	$0.375D_{bi}$
L	D_{bi}	$1.5D_{bi}$

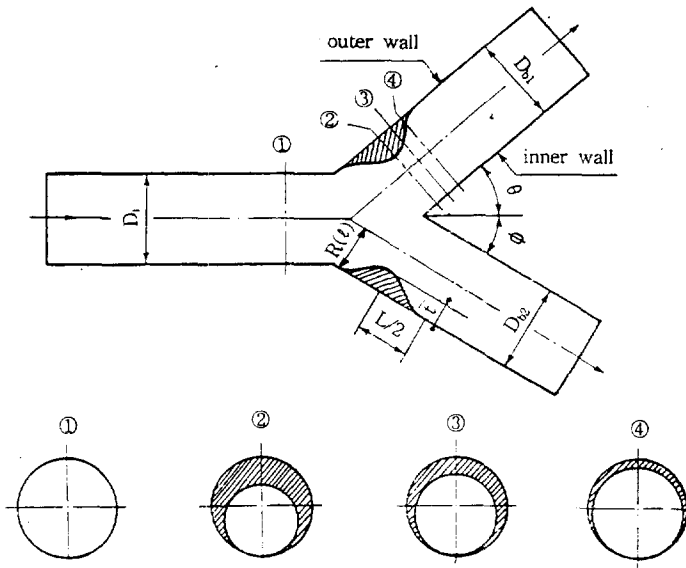


Fig.6 Idealized stenotic shape in the stenosed branch model

유체인 물이 $Re=400$ 으로 유동할 때 중심선속도와 압력변화를 각각 Fig.7과 Fig.8에 나타내었다.

뉴턴유체가 협착이 없는 분기관내를 유동할 때는 Fig.3에서 볼 수 있는 것과 같이 상류 주관에서는 중심선속도가 일정한 상태로 진행되다가 분기부를 지나면서 급격히 감소하였다가 다시 서서히 증가하고, 유동이 하류로 진행함에 따라 완전히 발달된 유동이 된다. 그러나, 분기점 부근에 협착부가 있을 때는 Fig.7에서 보는 바와 같이 협착이 없는 분기관유동의 속도변화와는 다르게 나타난다. 협착부의 크기가 증가할수록 최저속도에 도달하는 지점은 협착부 하류로 이동해 감을 알 수 있다. 협착이 있을 때 분기부 하류에서의 속도변화경향은 협착이

없을 때의 경우와 유사하게 나타나지만, 최저속도는 다르게 나타난다. 또한, 협착이 있는 분기관유동의 압력손실은 협착이 없는 분기관의 경우보다 증가함을 알 수 있다. 협착으로 인하여 협착부 하류에 유동박리가 발생되고 에너지 손실이 증가되기 때문에 협착부의 크기가 클수록 압력손실은 크게 증가한다.

협착이 발생된 분기관내 혈액과 Separan 수용액의 유동현상을 살펴보기 위하여 레이놀즈수가 400이고, 직경비가 1.0이며, 분기각이 30° 일 때 중심선상의 속도와 압력변화를 Fig.9와 Fig.10에 나타내었다. 그림들의 내용에서 협착이 발생된 분기관내의 유동현상을 자세히 고찰하기 위하여 Separan 수용액의 결과들은 왼쪽으로 수직이동하여 나타내었다.

분기점 부근에 협착부가 있을 때는 협착이 없는 분기관유동과는 속도변화가 다르게 나타난다. Separan 수용액은 혈액의 경우와 경향이 유사하지만 중심선상의 속도분포는 낮게 나타난다. 분기부를 지나면서 물보다 혈액과 Separan 수용액의 최대속도는 커지고, 분기점에서 멀리 떨어진 하류에서의 속도변화는 상류주관의 경향과 같아진다. 분기점 부근에서 분기관의 기하학적 형상변화로 인하여 유동이 내벽쪽으로 치우치기 때문에 중심선속도

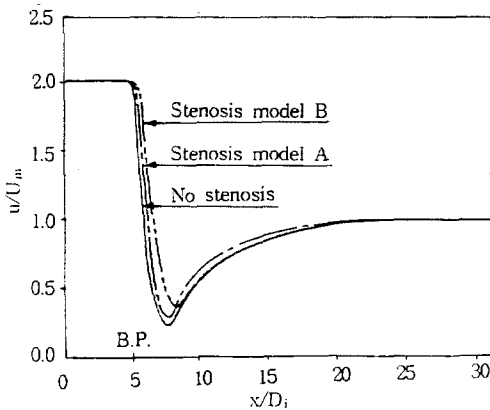


Fig.7 Effect of stenosis on the centerline velocity for water

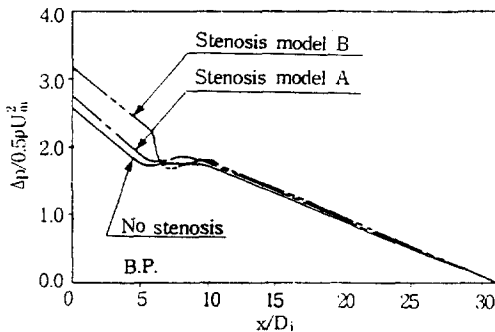


Fig.8 Effect of stenosis on the pressure variation for water

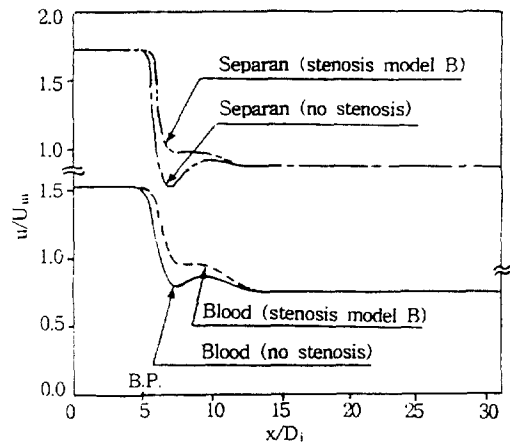


Fig.9 Effect of stenosis on the centerline velocity for Blood and Separan solution

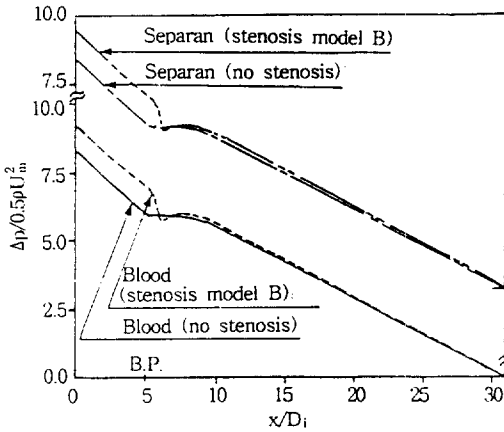


Fig.10 Effect of stenosis on pressure variation for blood and Separan solution

Table 4 Comparison of the pressure loss coefficient(K) for different fluids

Fluid	No stenosis	Stenosis model A	Stenosis model B
Water	2.60	2.80	3.34
Blood	8.40	8.75	9.24
Separan	8.45	8.77	9.43

는 급격히 감소한 후에 약간 증가하였다가 다시 서서히 감소하고, 분기부의 하류로 진행함에 따라 물보다 훨씬 빨리 완전히 발달된 유동이 된다. 분기관내 압력강하는 혈액과 Separan 수용액의 경우가 물보다 크게 나타남을 알 수 있다.

Fig.5의 오른쪽은 협착이 발생된 분기관내 속도 벡터를 나타낸 그림이다. 혈액유동의 경우에는 협착이 발생함에 따라 협착부 뒤의 재순환영역의 크기는 협착이 없는 경우보다 크게 나타난다. 또한 혈액유동은 뉴턴유체인 물의 경우와 비교할 때 혈액의 재순환영역이 물의 경우보다 작게 나타나지만, Separan 수용액과는 유사하게 나타남을 알 수 있다.

그림에서 보는 바와 같이 유체의 종류와 무관하게 협착이 발생됨에 따라 중심선상의 속도는 증가하고, 재순환영역도 넓어짐을 알 수 있다. 따라서 재순환영역이 인체혈관에서 분기부 협착발생의 원

인이 된다면 일단 분기관에 협착현상이 발생되면 시간이 경과함에 따라 협착부는 확대될 수 있음을 예측할 수 있다.

5.4 분기관의 압력손실계수

협착이 발생된 분기관유동에서 유변학적 성질이 다른 비뉴턴유체들의 압력손실을 비교하기 위하여 압력손실계수를 식 (8)과 같이 정의할 수 있다.

$$K = \frac{p_1 - p_2}{0.5\rho U_m^2} \quad (8)$$

압력손실계수를 상대적으로 비교하기 위하여 p_1 은 분기부 상류 5D, 거리에 있는 상류주관에서의 정압이고, p_2 는 분기부로부터 30D, 떨어진 지점의 제 1분기관내 정압이다. 레이놀즈수가 400일 때 분기관의 압력손실계수를 계산한 결과는 Table 4와 같다. 분기관내에 협착이 발생되면 압력손실계수는 증가하고, 협착부의 크기가 커질수록 압력손실계수는 증가함을 알 수 있다. 비뉴턴유체인 혈액과 Separan 수용액의 압력손실계수는 물보다 크게 나타나며, 비뉴턴유체인 혈액과 Separan 수용액의 압력손실계수의 변화는 유사한 경향을 나타낸다.

6. 결 론

협착이 없는 분기관과 협착이 발생된 분기관내 뉴턴유체인 물과 비뉴턴유체인 혈액과 Separan 수용액의 유동을 수치해석하여 얻은 결과는 다음과 같이 요약할 수 있다.

1) 물, 혈액 및 Separan 수용액의 분기관 유동에서 모든 유체의 중심선 최저속도는 협착이 없는 경우에 비하여 최저속도는 크게 나타나고, 최저속도의 위치는 분기관 하류쪽으로 이동한다.

2) 분기관내에 협착이 발생되면 물, 혈액 및 Separan 수용액 등 모든 유체는 협착부 하류에서 유동박리영역이 커지면서 협착이 없는 분기관의 경우보다 압력손실이 증가한다.

3) 협착이 발생된 분기관 유동에서 혈액과 Separan수용액은 뉴턴유체보다 훨씬 빨리 완전히 발달된 유동이 되며, 분기부에서의 중심선 속도와 압력변화는 작게 나타난다.

4) 협착이 발생된 분기관에서 혈액과 Separan 수용액의 압력손실계수는 협착이 없는 분기관의 경우보다 증가하는 경향을 나타내고, 협착의 유무에 관계없이 혈액과 Separan 수용액의 압력손실계수는 유사한 값을 나타낸다.

후 기

본 연구는 한국과학재단이 지원하는 첨단유체공학연구센터(AFERC)의 연구비 지원에 의해 이루어진 것으로 이에 관계자 여러분께 감사드립니다.

참 고 문 헌

1. Cho, Y. I. and Kensey, K. R., 1989, "Effects of the non-Newtonian viscosity of blood on hemodynamics of diseased arterial flows", *Advances in Bioengineering*, Vol. 15, pp. 147~158.
2. 홍성근, 1993, "Mechanical Factors in the Pathogenesis, Localization and Evolution of Atherosclerosis", *Workshop on Biomedical Fluid Dynamics*, AFERC, POSTECH, pp. 21~22.
3. 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.
4. Liepsch, D., Moravec, S., Rastagi, A. K. and Vlachos, N. S., 1982, "Measurement and Calculations of Laminar Flow in a Ninety Degree Bifurcation", *J. Biomechanics*, Vol. 20, No. 7, pp. 473~485.
5. Khodadadi, J. M., Nguyen, T. M., and Vlachos, N. S., 1986, "Laminar Forced Convective Heat Transfer in a Two-Dimensional 90° Bifurcation", *Numerical Heat Transfer*, Vol. 9, pp. 677~695.
6. 서상호, 유상신, 장남일, 1994, "수정맥법칙 비뉴턴유체의 협착관내 유동장 해석", *공기조화·냉동공학회 논문집*, 제6권, 제3호, pp. 227~236.
7. 서상호, 유상신, 노형운, 1994, "뉴턴유체와 비뉴턴유체에 대한 분기관 유동의 수치해석", *대한기계학회 논문집*, 제18권, 제10호, pp. 2762~2772.
8. Yoo, S. S., 1993, "Physical Properties and Heat Transfer in Tube Flows of Non-Newtonian Fluids", *The 6th Int. Symp. on Transport Phenomena in Thermal Engineering*, Seoul, Korea, Vol. II, pp. 61~70.
9. Suh, S. H., Park, S. E., and Yoo, S. S., 1994, "Flow Phenomena of Non-Newtonian Fluids in Stenotic Tubes", *The Third JSME-KSME Fluids Engineering Conference*, Sendai, Japan. pp. 171~176.
10. 유상신, 서상호, 장남일, 1994, "인체혈액의 구성방정식에 관한 비교연구", *유변학*, 제6권, 제2호, pp. 157~164.
11. Patankar, S. V., 1980, *Numerical Heat Transfer and Fluid Flow*, McGraw-Hill, N. Y..
12. Rhie, C. M. and Chow, W. L., 1983 "Numerical Study of Turbulent Flow Past an Airfoil with Trailing Edge Separation", *AIAA J.* Vol. 21, pp. 1527~1532.
13. Stone, H. L., 1968, "Iterative Solution of Implicit Approximations of Multidimensional Partial Differential Equations" *SIAM J. Numer. Anal.*, Vol. 5, No. 3, pp. 530~558.