

## 협착관내 비뉴턴유체의 맥동유동특성

서상호 · 유상신\* · 조민태

송실대학교 기계공학과, \*한국항공대학교 기계설계학과  
(1995년 12월 12일 접수)

### Pulsatile Flow Characteristics of Non-Newtonian Fluid in the Stenosed Tubes

S. H. Suh, S. S. Yoo\* and M. T. Cho

Dept. of Mechanical Engineering, Soongsil University, Seoul 156-743, Korea,

\*Dept. of Mechanical Engineering & Design, Hankuk Aviation University, Kyonggi-do 411-791, Korea

(Received December 12, 1995)

#### 요 약

본 논문에서는 협착이 발생된 원관내 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 정상 및 맥동유동특성을 유한요소법으로 해석하였다. 본 연구는 맥동유동특성에서 협착관 형상의 변화, 협착이 주기적으로 발생된 협착관내 협착부사이의 거리와 협착부의 수가 유동특성에 미치는 영향을 검토하였다. 레이놀즈수가 일정할 때 협착이 발생된 원형관내 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 맥동유동특성은 정상유동의 경우와 크게 다르게 나타난다. 맥동유동에서는 정상유동보다 관 중앙부에서 속도분포가 훨씬 평탄하고, 맥동유동의 속도분포는 감속시에 비하여 가속시에 관 중앙부의 속도분포가 더 평탄하게 나타난다. 정상유동과 맥동유동의 감속시에서는 협착부 하류의 벽면에서 재순환영역이 발생된다. 협착부의 수가 증가하면 각 협착부 주위의 속도장은 유사하게 나타나지만 전체 압력손실은 크게 증가한다. 협착부사이의 거리가 변화될 경우 맥동유동속도의 국소최대치와 국소최소치의 차이가 가속시에는 거의 없지만 감속시에는 협착부사이의 거리에 따라 다르게 나타난다.

**Abstract**—In this study characteristics of steady and pulsatile flows of Newtonian and non-Newtonian fluids in the stenosed circular tubes are investigated by finite element method. Present analysis discusses the effects of stenosed geometry and the stenosis spacing and the number of stenosis in the periodically stenosed tubes on the pulsatile flow. Velocity in the central region during the acceleration period is much flatter than that during the deceleration period of pulsatile flow. Flow recirculations occur in the wall region for the steady flow and during deceleration period of the pulsatile flow. As the number of stenosed section increases for the pulsatile flow the total pressure change increases even though the velocity fields around the stenoses are very similar. When the length of stenosis spacing is changed for the pulsatile flow the difference between the local maximum and minimum values of the velocity is almost negligible during the acceleration period but very large during the deceleration period.

**Keywords:** Non-Newtonian fluid, stenosed tube, pulsatile flow characteristics, effects of stenosed geometry, numerical analysis.

#### 1. 서 론

산업용 배관과 가정용 수도배관에서 액체속에 들어 있는 부유물이 관벽에 침착하거나, 부식작용에 의하여

협착현상이 발생하게 되면, 압력손실이 커지게 되고 송수압력이 증가된다. 협착현상이 관의 길이 방향으로 여러 곳에 발생하게 되면 협착으로 인한 영향이 중첩되어 압력손실이 더 커지게 된다. 협착현상은 인체의 혈관에

서도 혈액과 내피세포의 생화학적 작용에 의해 발생된다. 상처를 입은 혈관의 내피세포가 혈액중에 있는 콜레스테롤이나 혈액 일부의 성분과 생화학적 작용을 하면 동맥혈관 내부 벽에 동맥경화성반점(atherosclerotic plaque)이 발생되고, 동맥이 외부의 충격을 받으면 혈관이 부분적으로 좁혀지거나 막히는 경우가 발생된다. 혈관내에 협착이 발생되면 혈액유동은 감소되고, 심장에서 공급하는 혈압은 증가한다[1].

내연기관과 왕복펌프에 연결된 배관에서는 주기적인 맥동유동특성이 나타나며, 이러한 현상은 혈관계에서도 볼 수 있다. 따라서 산업용 배관장치나 동맥혈관계의 유동특성을 이해하기 위해서는 맥동유동특성을 연구하여야 한다[2]. 정상유동상태에서 협착이 발생된 배관과 인체혈관에 관한 연구는 많이 발표되었으나 비정상상태에 관한 연구는 별로 발표된 바 없다. 또한, 대부분의 연구는 뉴턴유체를 이용한 연구이며, 혈액과 같은 비뉴턴유체를 이용한 비정상유동에 관한 연구는 '시급히 해결할 과제'이다. 맥동유동현상에 관한 연구는 실제의 유동현상을 이해하는데 중요하지만 실험을 수행하는데 많은 제약이 따르기 때문에 극히 제한된 연구결과들만 발표되어 있으므로 이들 자료를 이용하여 수치해석결과를 검증하는 추세이다[3-7].

본 연구에서는 협착이 발생된 원형관과 동맥혈관계에 맥동유동이 공급될 때 협착관내 비뉴턴유체의 맥동유동특성을 파악하고자 한다. 협착부가 있는 원관내의 맥동유동특성을 수치적으로 해석하여 협착부의 수와 협착부사이의 거리가 유동장에 미치는 영향을 연구하여 혈관계통의 병적원인을 규명하고, 산업용 배관장치와 유체기계의 성능 예측 및 최적설계를 위한 기초자료로서 활용하고자 한다.

### 2. 지배방정식과 구성방정식

비뉴턴유체의 맥동유동을 수치적으로 해석하기 위한 지배방정식을 텐서형으로 나타내면 다음과 같다.

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

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

식 (1)과 식 (2)에서  $\rho$ ,  $u_i$ ,  $p$ ,  $\tau_{ij}$ 는 각각 밀도, 속도벡터, 압력, 그리고 전단응력텐서이다. 식 (2)를 수치적으

로 해석하기 위하여 전단응력텐서,  $\tau_{ij}$ , 를 전단율의 함수로 나타낼 수 있는 비압축성 비뉴턴유체의 구성방정식은 식 (3)과 같이 나타낼 수 있다[6].

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

비뉴턴유체의 겔보기점성계수는 전단율의 크기에 따라 달라지기 때문에 비뉴턴유체의 유동문제를 수치적으로 해석하기 위해서는 유변학적 성질을 전단율의 함수로 나타낼 수 있는 구성방정식(constitutive equation)이 필요하다. 본 연구에서는 많은 구성방정식 중에서 혈액과 같이 미약한 점탄성특성을 갖는 비뉴턴유체의 유변학적 특성을 잘 나타내는 것으로 알려진 Carreau모형을 이용하여 비뉴턴유체인 혈액유동을 수치해석하였다. 이 모델에서 겔보기점성계수를 전단율의 함수로 나타내면 식 (4)와 같다.

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

식 (4)에서  $\eta_{\infty}$ ,  $\eta_0$ ,  $\dot{\gamma}$ 는 각각 무한전단율 점성계수, 영전단율 점성계수, 그리고 전단율이며,  $\lambda$ 와  $q$ 는 각각 특성시간과 상수이다. 전단율에 종속적인 비뉴턴유체의 점성계수를 계산할 때 국소전단율  $\dot{\gamma}$ 는 식 (5)에 의하여 계산된다. 국소 전단율이 계산되면 비뉴턴유체인 혈액의 겔보기점성계수는 식 (4)와 같은 구성방정식에서 구할 수 있다.

$$\dot{\gamma} = \sqrt{\frac{1}{2} \left[ \sum_i \sum_j \dot{\gamma}_{ij} \dot{\gamma}_{ij} \right]} \tag{5}$$

Fig. 1은 참고문헌 [8]과 [9]에 발표된 실험결과를 나

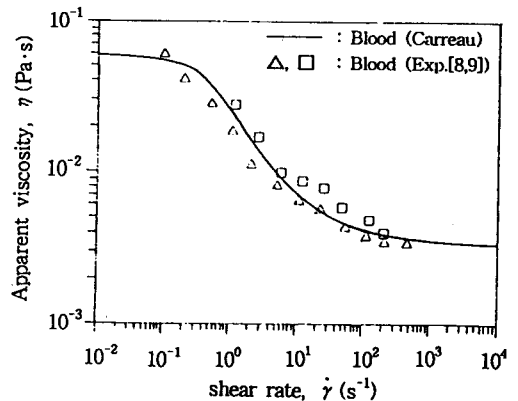


Fig. 1. Apparent viscosity versus shear rate for blood.

타내고 있으며, 식 (4)를 사용하여 계산된 혈액의 겔보 기점성계수를 실선으로 나타낸 것이다. 본 연구에서는 비뉴턴유체의 특성을 갖는 혈액의 유변학적 상수값을  $\eta_0=0.056 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ ,  $\eta_\infty=0.00345 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ ,  $\lambda=3.313 \text{ s}$  와  $q=0.356$ 으로 정하였다.

### 3. 협착관유동의 모델

본 연구에 적용한 협착부의 형상은 Fig. 2(a)와 같이 삼각형(실선)과 식 (6)과 같은 여현곡선(점선)으로 이루어진 점차축소-점차확대관과 급격축소-급격확대관(일점쇄선)이다.

$$R(1) = R_0 - \frac{h}{2} \left\{ 1 + \cos \frac{\pi l}{(L/2)} \right\} \quad (6)$$

그림에서  $R_0$ ,  $h$ ,  $L$ ,  $S$ 는 각각 관의 반경, 협착부의 두

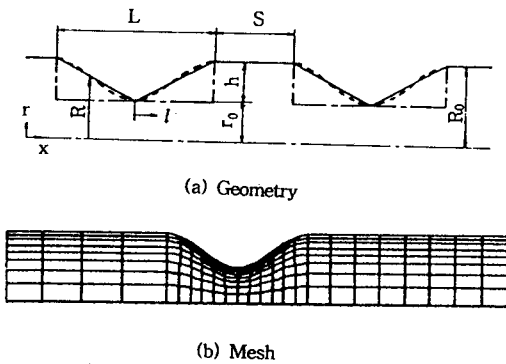


Fig. 2. Geometry and mesh of the stenosed tubes.

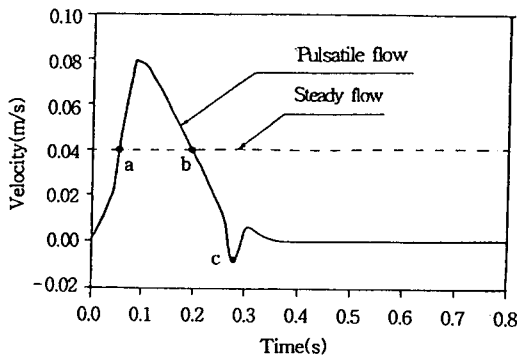


Fig. 3. Velocity waveform of the steady and pulsatile flows.

께, 협착부의 길이, 그리고 협착부사이의 거리이다. Fig. 2(b)에는 여현곡선으로 이루어진 점차축소-점차확대관의 유한요소격자를 나타내었다.

본 연구에서는 협착부의 두께  $h$ 를  $R_0/2$ 로서 일정하게 하고, 협착부의 수를 1개, 2개, 그리고 4개로 변화시켰다. 협착부의 수가 2개와 4개인 경우에 협착부 사이의 거리는 각각  $S=0$ ,  $S=R_0$ ,  $S=2R_0$ 로 변화시키면서 이들 기하학적 파라미터가 맥동유동특성에 미치는 영향을 해석하였다.

협착부를 갖는 원관내 유동특성을 수치계산하기 위해 채택한 맥동유동의 속도파형은 Fig. 3과 같이 복부대동 맥입구에서 임상으로 측정된 자료(6)를 이용하였다. 이 속도파형은 75 beat/min의 특성을 갖고 있으며, 최대속도는 8 cm/s이고, 최저속도는 -0.9 cm/s이다. Fig. 3과 같이 혈액에 대한 맥동유동의 속도파형에서 가속시의 a점과 감속시의 b점의 유동속도를 이용하여 계산한 레이놀즈수는 250이다. 맥동유동과 비교하기 위하여 정상유동의 특성을 수치해석할 때 혈액유동의 레이놀즈수는 250으로 하였다.

### 4. 수치해석방법

비뉴턴유체유동에 관한 지배방정식은 Galerkin formulation에 의하여 이산화하고 식 (7)과 같은 비선형대수방정식의 집합으로 변환시켰다.

$$M \frac{du}{dt} + K(u)u = F \quad (7)$$

여기서  $K(u)$ 는 운동량방정식으로부터 유도된 전체계의 행렬(global system matrix),  $M$ 은 질량행렬(mass matrix),  $u$ 는 구하고자 하는 속도, 그리고  $F$ 는 체적력과 경계조건을 포함하는 forcing function이다. 정상유동문제일 때는 질량행렬  $M$ 은 0이 된다. 속도와 압력은 식 (7)을 계산할 때 함께 계산되어야 한다. 본 논문에서는 압력과 속도의 각 보존방정식을 분리하여 순차적으로 계산하는 방법인 segregated algorithm으로 선형화시켜 Gauss-소거법으로 수치해를 구하였다. 이때, 압력을 수렴시키기 위하여 대수방정식의 계수행렬을 LU분해법으로 분해할 때 주대각행렬의 값이 0에 가까운 값이 되면  $10^{-9}$ 의 값으로 대체하여 계산하였다.

계산시간을 줄이기 위하여 협착관 유동문제는 원통좌

표계상의 축대칭선 윗쪽부분만 수치계산하였고, 축대칭선의 경계조건은 반경방향 속도성분을 0으로 하였고, 출구조건은 완전히 발달된 유동조건으로 하였으며 속도의 상대오차는 0.001로 하였다. 맥동유동의 수치모사는 시간적분을 필요로 하기 때문에 본 논문에서는 음함수방법 (implicit method) 중의 하나이며 시간 간격이 고정되거나 변화할 수 있는 2계 trapezoidal 방법을 적용하여 해석하였다.

### 5. 결과 및 검토

#### 5.1. 수치해의 검증

협착부의 길이와 직경비(L/2R<sub>0</sub>)가 8.0이고, 단면축소비( $\alpha=1-(r_0/R_0)^2$ )가 각각 77.7%와 60.4%일 때 Reynolds수의 변화에 따른 급격축소-급격확대 협착관 내의 최대압력손실계수를 식 (8)과 같이 계산하여 실험자료[10]와 비교하였다.

$$K_m = \frac{\Delta p}{\frac{1}{2}\rho U_0^2} \quad (8)$$

이때  $\Delta p$ 는 협착의 영향을 받지 않는 협착부 상류의 정압과 협착부 하류에서 정압이 최소로 되는 지점에서의 정압의 차이이고, U<sub>0</sub>는 관 입구에서의 평균속도이다.

실험적으로 측정된 물과 비뉴턴유체인 Separan AP-273 수용액(500 wppm)의 최대압력손실계수는 각각 Fig. 4 및 Fig. 5에 나타내었다. 이 실험에서 사용된

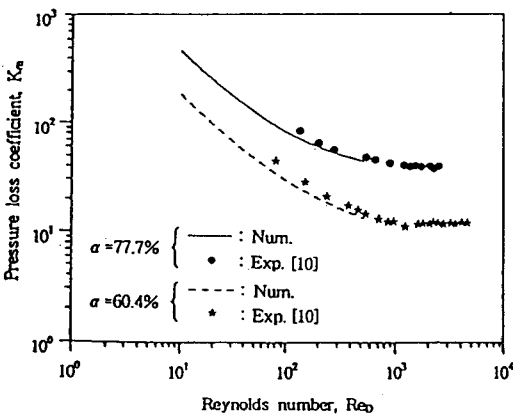


Fig. 4. Effect of the contraction ratios on the maximum pressure loss coefficient for a stenosis of L/d=8 (water).

Separan 500 wppm수용액의 유변학적 특성을 Carreau model을 사용하여 나타낼 때 유변학적 특성값은  $\eta_0=0.018 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ ,  $\eta_\infty=0.0016 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ ,  $\lambda=2.5 \text{ s}$ 와  $q=0.62$ 이다. 그림에서 점선과 실선은 단면축소비가 각각 77.7%와 60.4%일 때 수치해석으로 구한 결과인데 층류영역에서 실험값과 수치계산값은 잘 일치함을 알 수 있다. 단면축소비가 커질수록 최대압력손실계수는 크게 나타나고, 레이놀즈수가 증가할수록 최대압력손실계수는 감소한다.

또한, Fig. 2와 같이 협착부가 반복적으로 연속되어

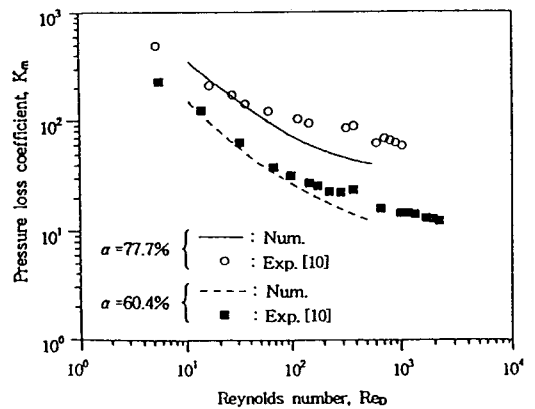


Fig. 5. Effect of the contraction ratios on the maximum pressure loss coefficient for a stenosis of L/d=8 (Separan 500 wppm).

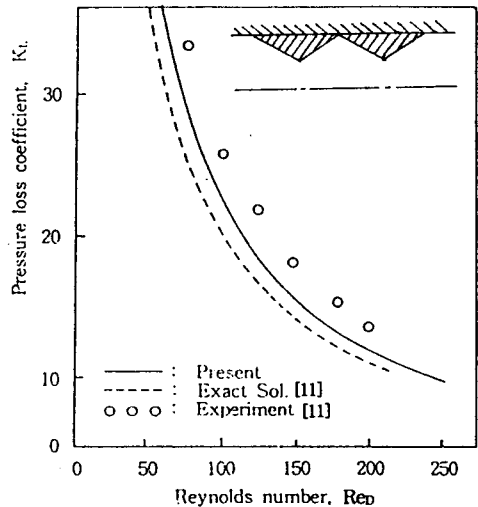


Fig. 6. Pressure loss coefficient of a Newtonian fluid in a tube with stenosed sections.

있는 협착관내의 유동특성은 협착부의 수, 협착부사이의 거리, 그리고 레이놀즈수가 중요한 인자인 것으로 알려지고 있다[1,11]. 이들 유동파라미터가 유동장에 미치는 영향을 해석하기 위하여 먼저, Fig. 6에 나타난 바와 같이 협착부의 경계면이 선형적으로 점차축소-점차확대부를 이루고 있으며 두 협착부 사이의 거리가  $S=0$ 로서 2개 연속되어 있는 협착관내 뉴턴유체인 물의 유동특성을 수치계산하여 그 결과를 실험자료[11]와 비교하므로써 수치계산의 타당성을 검토하였다.

Fig. 6은 레이놀즈수의 변화에 따른 압력손실계수 ( $K_L$ )를 나타낸 것이다. 압력손실계수는  $\Delta p/0.5\rho U_0^2$ 으로 정의하며, 이때  $\Delta p$ 는 관입구와 출구의 압력차이다. 그림에서 보는 바와 같이 수치해석으로 계산한 압력손실계수는 엄밀해 및 실험결과와 거의 같은 경향을 나타내고 있으나 모든 레이놀즈수에서 엄밀해보다 약간 크게 나타나며, 실험결과보다는 작게 나타난다. 본 연구에서 구한 수치계산값은 엄밀해에 더욱 근접함을 알 수 있다.

**5.2. 정상유동과 맥동유동의 비교**

정상유동과 맥동유동의 특성을 비교하기 위하여 뉴턴 유체로서 설탕 33 w%수용액과 비뉴턴유체로서 혈액을 선택하여 협착이 없는 원형관내 유동을 수치계산하고, 비뉴턴유체로서 혈액을 선택하여 협착이 발생된 원관내 혈액유동을 수치계산하였다. 먼저, 협착이 없는 원관의 뉴턴유체와 비뉴턴유체유동에서 완전히 발달된 영역의 축방향속도의 반경방향 속도분포를 Fig. 7에 나타내었다. 무차원속도는 중심선상의 속도를 입구에서의 평균속도로 나눈 값이고, 무차원길이는 반경방향의 길이를 원관의 반경( $R_0$ )으로 나눈 값이다. 레이놀즈수가 동일하지만 정상유동과 맥동유동에 대한 결과는 판이한 차이를 나타내고 있다. 정상유동으로 완전히 발달되었을 때의 속도분포는 포물선 형상으로 되어 중심선상의 최대속도는 평균속도의 2배이지만 맥동유동의 경우는 정상유동보다 훨씬 평탄한 것을 알 수 있다. 또한, 맥동유동인 경우에 가속시의 속도형상이 감속시보다 더 평탄하고 최대 속도 역시 더 작은 것을 볼 수 있다. 이러한 현상은 감속시보다는 가속시에 관중양부의 관성력이 벽구역까지 영향을 미치기 때문이다. 정상유동과 맥동유동에서 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 유동특성을 비교해 보면 관 중앙부에서는 비뉴턴유체의 속도가 작게 나타나지만 벽면 근처에

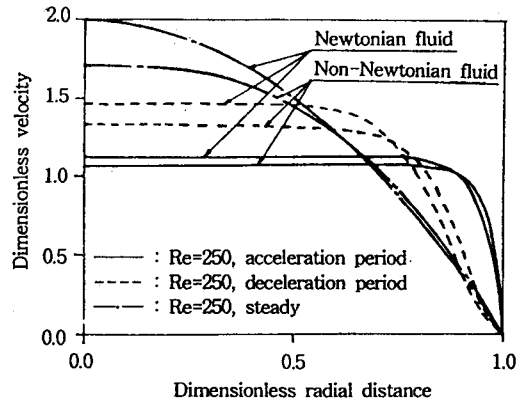


Fig. 7. Velocity profiles for steady and pulsatile flows in fully developed region.

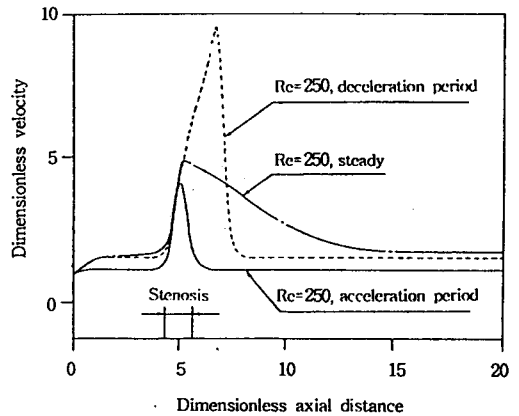
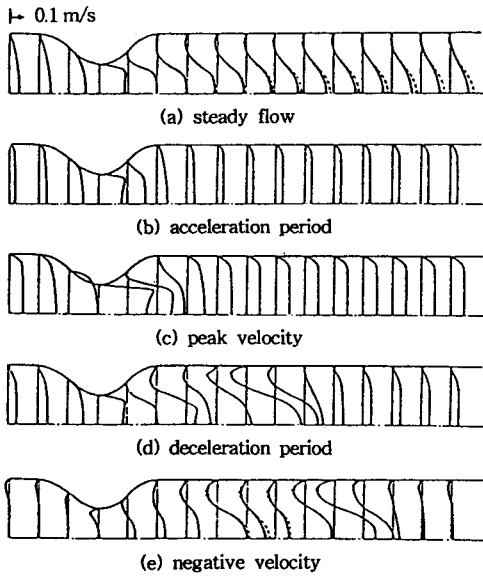


Fig. 8. Variation of centerline velocities for the steady and pulsatile flows in the stenosed tube (blood).

서는 비뉴턴유체의 속도가 뉴턴유체의 경우보다 크게 나타난다. 이 현상은 비뉴턴유체의 벽면근처에서의 전단율이 뉴턴유체의 경우보다 더 크기 때문인 것으로 설명할 수 있다.

협착관내 정상유동과 맥동유동의 특성을 비교하기 위해서 레이놀즈수가 동일한 경우에 대한 비뉴턴유체의 축방향 속도를 Fig. 8에 나타내었다. 이때 무차원길이는 축방향의 길이(x)를 반경( $R_0$ )로 나눈 값이다. 정상유동인 경우와 맥동유동의 가속과 감속시의 속도변화는 서로 다르게 나타난다. 맥동유동의 경우는 가속 및 감속시에 정상유동보다 입구구역에서 먼저 완전히 발달되고, 협착이 끝난 후에도 훨씬 빨리 완전히 발달된 유동속도로 접근해 감을 알 수 있다. 협착부 직후의 속도변화를 살펴보면 정상유동과 맥동유동의 가속시 최대속도보다 맥동



**Fig. 9.** Axial velocity profiles for steady and pulsatile flows in the stenosed tube (solid lines : blood, dotted lines : Newtonian fluid).

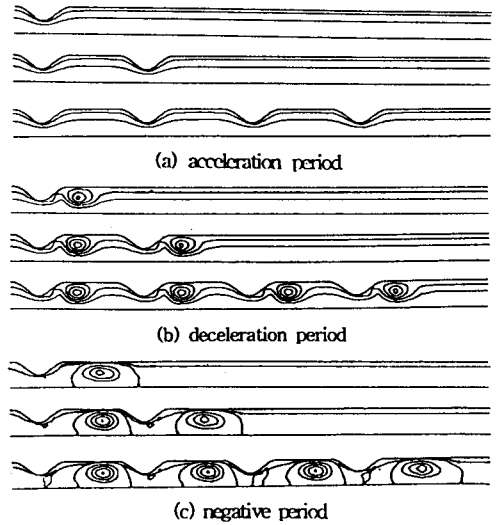
유동의 감속시 최대속도가 훨씬 크게 나타남을 알 수 있다. 이 현상은 맥동유동의 감속시에는 벽면에서 유동의 역류가 발생되므로 질량보존법칙을 만족하기 위해 중심선상의 속도가 크게 증가하기 때문이다.

Fig. 9는 뉴턴유체인 설탕 33 w%수용액과 비뉴턴유체인 혈액의 정상 및 맥동유동에서 축방향속도의 반경방향 속도분포를 나타내고 있다. 정상상태에서는 비뉴턴유체의 유변학적 특성으로 인하여 뉴턴유체보다 관중양부에서 더 평탄한 분포를 보여주고 있지만, 맥동유동의 경우는 속도가 음의 값을 나타내는 때를 제외하면 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 속도분포가 거의 동일하게 나타나는 것을 알 수 있다. 이것은 점성에 의한 영향보다는 맥동에 의한 관성의 영향이 크기 때문인 것으로 사료된다. 감속이 진행됨에 따라 협착부 하류에 발생하는 재순환영역이 점차 하류로 이동하기 때문에 감속의 끝인 최저속도인 때는 감속의 경우보다 협착부 하류에 더 늦게 완전히 발달된 유동속도로 접근해 가는 것을 볼 수 있다.

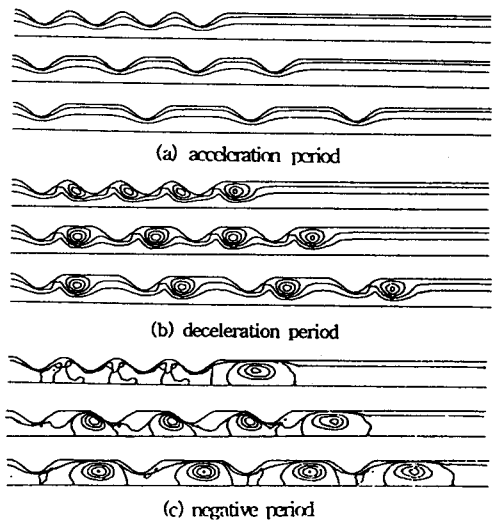
**5.3. 협착부를 갖는 협착관내 맥동유동특성**

**5.3.1. 뉴턴유체의 맥동유동특성**

원관내 협착부가 각각 1개, 2개 그리고 4개인 경우에



**Fig. 10.** Streamline contours for pulsatile flow of a Newtonian fluid in the stenosed tubes.



**Fig. 11.** Streamline contours for pulsatile flow of a Newtonian fluid in tubes with four stenosed sections.

맥동유동의 유선도를 Fig. 10에 나타내었다. 이때 협착부가 2개 이상인 경우 협착부사이의 거리는  $S=2R_0$ 이다. Fig. 10에서 보는 바와 같이 첫 협착부 상류와 마지막 협착부 하류의 유동은 협착부의 갯수에 관계없이 동일한 경향을 나타내고 있다. 협착부를 갖는 원관내 맥동유동에서 가속시에는 벽면에 재순환영역이 발생되지 않지만 감속시에는 벽면에 역류구역이 발생한다. 이것은

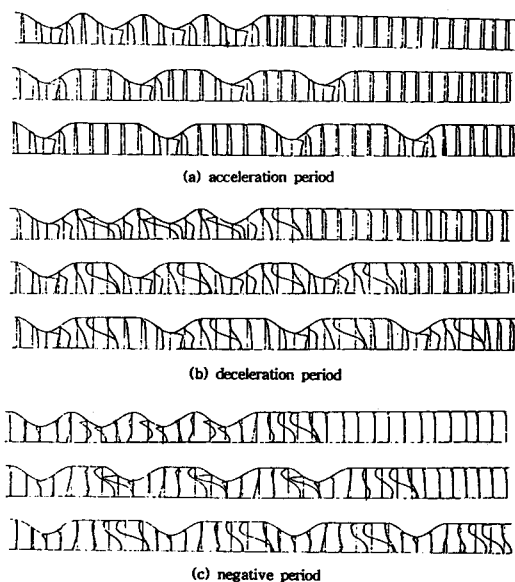


Fig. 12. Axial velocity profiles for pulsatile flow of a Newtonian fluid in tubes with four stenosed sections.

가속시에는 관 중앙부분에서 지배적인 관성의 영향이 관 벽까지 미치고, 감속시에는 관성의 영향이 감소됨에 따라 벽면으로부터 역류가 발생하기 때문이다. 따라서 관의 중심부는 관성에 따라 유동이 진행되고 있지만 벽면 가까운 영역에서는 역류로 인한 재순환영역이 형성된다. 협착부의 수가 증가함에 따라 감속시에 협착부 하류쪽에서 재순환영역발생이 주기적으로 일어나고 있다. 재순환 영역은 협착부의 수만큼 발생하고 시간이 지남에 따라 하류로 점차 밀려나고 있다.

협착부가 연속하여 4개 있으면서 협착부 사이의 거리가 다른 경우에 대한 유선도와 축방향속도분포를 Fig. 11과 Fig. 12에 나타내었다. 협착부사이의 거리  $S$ 는 Fig. 11과 12의 (a), (b), (c)에서 위에서부터 아래로 내려가면서 각각  $0, R_0, 2R_0$ 이다. Fig. 11에서 보면 협착부사이의 거리에 관계없이 감속시 협착부의 하류에서 재순환영역이 발생한다. 재순환영역이 발생하는 위치는 협착부사이의 거리에 관계없이 협착부의 하류방향으로 거의 같은 거리만큼 떨어져 있다. 협착부사이의 거리가 증가함에 따라 협착부사이에서의 재순환영역은 확대되고, 중심선상의 속도가 증가한다. 최저속도인 음의 속도에서 협착부사이의 거리가 0인 경우에는 협착부사이의 재순환영역이 거의 소멸되고 마지막 협착부의 하류쪽에

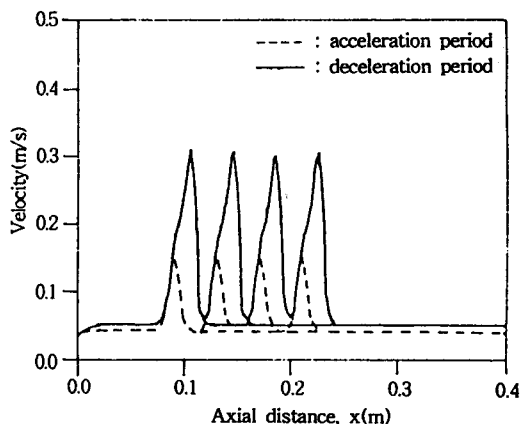


Fig. 13. Effect of the number of stenosis on centerline velocities for the pulsatile flows(blood).

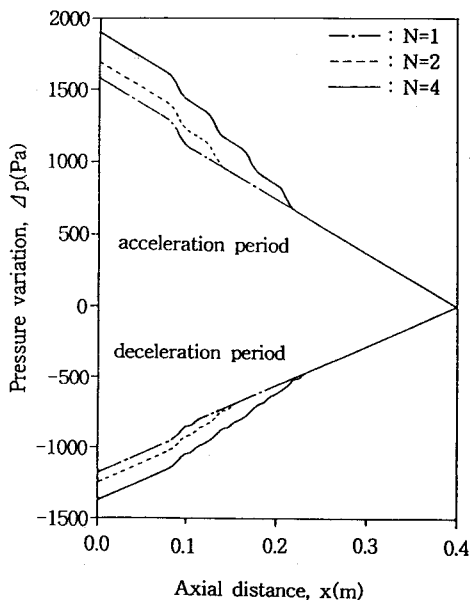


Fig. 14. Effect of the number of stenosis on pressure variations for the pulsatile flows(blood).

만 재순환영역이 남아 있는 것을 볼 수 있다.

### 5.3.2. 비뉴턴유체의 맥동유동특성

협착부사이의 거리가  $S=2R_0$ 이면서 협착부의 갯수가 1개, 2개, 4개인 경우에 대한 중심선의 속도변화를 Fig. 13에 나타내었다. 협착부 갯수의 증가에 관계없이 입구 부분과 협착부분, 그리고 협착부 하류에서 중심선상 속도의 크기는 3가지 모델에서 모두 동일하므로 그림에서는 가속시와 감속시에 각 모델의 속도변화가 동일한 선

으로 나타난다. 즉, 협착이 1개인 경우에는 국소최대값이 한 번 나타나고 하류로 진행함에 따라 완전히 발달된 유동이 된다. 가속시에는 감속시보다 국소속도의 최대치가 작게 나타난다. 맥동유동의 가속시 협착부의 수가 2개와 4개인 모델에서 협착부를 지날 때마다 완전히 발달된 속도값을 갖고 다음 협착부로 들어가면서 동일한 속도로 증가함을 알 수 있다. 그러나, 감속시에는 완전히 발달되지 않은 상태로 협착부를 만나게 되어 속도가 급격히 증가하고 있음을 알 수 있다. 이러한 현상은 협착부의 수에 관계없이 동일하게 나타나고 있음을 알 수 있다.

원관내 협착부가 1개, 2개, 그리고 4개인 경우에 혈액의 맥동유동에 의한 중심선을 따르는 압력변화를 Fig. 14에 나타내었다. 압력변화는 가속시와 감속시 모두 협착갯수 만큼씩 같은 크기의 압력변화가 일어나서 협착갯수가 많을수록 전체 압력변화는 증가한다. 협착이 끝난 하류부분의 완전히 발달된 영역에서는 모두 동일한 압력

변화현상을 나타낸다.

협착이 주기적으로 4개 발생된 원관에서 협착부 사이의 거리  $S$ 가 각각  $0, R_0, 2R_0$ 일 때 가속 및 감속시 중심선을 따르는 속도변화를 Fig. 15에 나타내었다.  $S$ 가 각각 다른 3가지 모델에서 가속시의 국소 최대속도는 동일하게 나타나고, 협착이 시작되기 전과 협착부를 지난 뒤 멀리 떨어진 하류의 속도는 동일하다. 맥동유동의 가속시에는 협착부사이의 거리가  $2R_0$ 인 경우에 협착부를 지난 후 유동은 완전히 발달되었을 때의 유동속도까지 감소한 후 다시 다음 협착부를 지나면서 급격히 증가한다. 그러나, 맥동유동의 감속시에는 협착부사이의 거리가 감소하면 완전히 발달되었을 때의 유동속도까지 감소하지 못하고 다음 협착부를 지나면서 속도는 다시 증가하고 있다. 감속시에는 협착부사이의 거리가 감소함에 따라 협착부 사이에서 국소속도의 최대치와 최소치의 차이가 감소함을 알 수 있다. 협착부사이의 거리  $S$ 가  $R_0, 2R_0$ 인 경우는 국소최대치가 거의 같게 나타나지만  $0$ 인 경우는 국소최대값이 감소함을 알 수 있다.

협착이 주기적으로 4개 발생된 원관에서 협착부 사이의 거리가 변화할 때 중심선을 따르는 가속과 감속시의 압력변화를 Fig. 16에 나타내었다. 가속시  $S=0, S=R_0$ , 그리고  $S=2R_0$ 일 때의 전체 압력변화는 각각 1894.

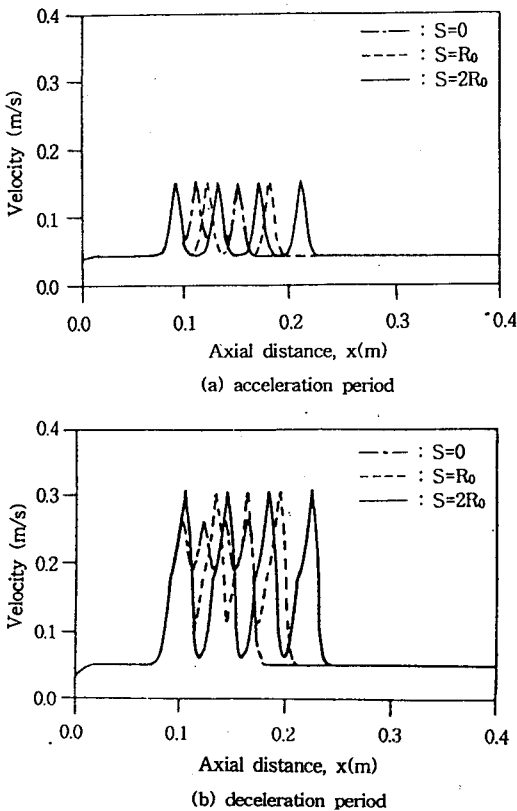


Fig. 15. Effect of the stenosis spacing on centerline velocities for the pulsatile flows (blood).

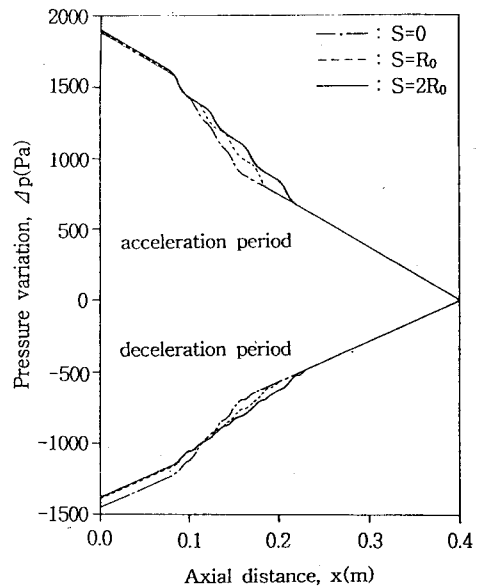


Fig. 16. Effect of the stenosis spacing on pressure variations for the pulsatile flows (blood).



0 Pa, 1896.5 Pa, 그리고 1898.5 Pa이다. 가속시에는 협착부사이의 간격이 감소함에 따라 전체적인 압력손실은 증가하지만 그 차이가 아주 작아서 입구와 출구에서의 전체 압력손실은 같게 보인다. 그러나, 협착부 사이의 간격이 감소함에 따라 감속시의 전체적인 압력손실은 증가하고 있다. 그림에서 보면 협착부의 시작 위치에서 끝까지의 거리가 길수록 압력손실이 완만하게 일어나면서 압력손실이 적음을 알 수 있다. 이러한 현상은 Fig. 15에서 보는 바와 같이 가속시에는 협착부 사이의 거리가 짧아지더라도 압력이 회복된 후 다음 협착부로 유동이 진행하기 때문인 것으로 판단된다.

### 6. 결 론

본 연구에서는 협착이 발생된 원관내 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 정상 및 맥동유동특성을 유한요소법을 이용하여 수치해석하였다. 수치해의 검증을 위하여 뉴턴유체와 비뉴턴유체의 협착관내 압력손실계수를 계산하고, 이를 실험결과와 비교하였다. 물과 Separan 수용액을 이용한 급격축소-급격확대 협착관의 최대압력손실계수는 층류영역에서 실험결과가 수치해석으로 구한 결과와 서로 잘 일치함을 확인할 수 있었고, 협착이 2개 발생된 원관에 물이 흐를 때의 실험결과 역시 수치해석 결과와 대체로 일치함을 확인할 수 있었다.

정상유동과 맥동유동특성을 비교하여 보면 레이놀즈수가 동일한 조건에서 맥동유동의 속도분포는 정상유동의 경우보다 평탄하게 나타나며, 맥동유동에서 감속시의 속도는 가속시의 속도보다 크게 나타남을 확인할 수 있다. 또한, 협착부의 하류에서 역류로 인한 재순환영역은 정상유동과 맥동유동의 감속시에만 나타난다. 맥동유동에서 협착부의 수가 증가할 때 각 협착부 주위의 속도장은 동일하게 나타나지만, 협착부의 수가 증가함에 따라 전체 압력손실은 크게 증가한다. 두개 이상의 협착부가 반복적으로 발생하는 경우에는 협착부사이의 거리가 감소하면 협착부사이에 발생하는 재순환영역은 하류쪽 협착부에 밀착되고 재순환영역의 크기는 점차 감소된다. 협착부사이의 거리가 변화될 경우 맥동유동속도의 국소 최대치와 국소최소치의 차이는 가속시에는 거의 동일하지만 감속시에는 협착부사이의 거리에 따라 다르게 나타나고, 전체의 압력손실은 가속시에는 동일하지만 감속시에는 거리의 감소에 따라 점차 증가한다.

### 후 기

이 논문은 1994년도 학술진흥재단의 공모과제연구비에 의하여 연구되었음.

### 기 호

- F : forcing function
- h : 협착부의 높이(m)
- $K_L$  : 압력손실계수
- $K_m$  : 최대압력손실계수
- L : 협착부의 길이(m)
- M : 질량행렬
- N : 협착부의 수
- $\rho$  : 압력(Pa)
- q : Carreau 모델의 지수
- $R_0$  : 원관의 반지름(m)
- $Re_D$  : 레이놀즈수
- r : 반경방향
- $r_0$  : 협착부의 반지름(m)
- S : 협착부사이의 간격(m)
- t : 시간(s)
- $U_0$  : 입구에서의 평균속도(m/s)
- u : 속도텐서
- x : 축방향

### 그리스 문자

- $\alpha$  : 단면축소비  $[1-(r_0/R_0)^2]$
- $\eta$  : 겔보기점성계수(Pa · s)
- $\eta_\infty$  : 무한전단을 점성계수(Pa · s)
- $\eta_0$  : 영전단을 점성계수(Pa · s)
- $\lambda$  : 특성시간(s)
- $\dot{\gamma}$  : 전단율( $s^{-1}$ )
- $\rho$  : 밀도( $kg/m^3$ )

### 참고문헌

1. D. F. Young, *ASME J. Biomechanical Eng.*, **101**, 157 (1979).
2. R. M. Nerem, *J. of Biomechanical Eng.*, **114**, 274 (1992).
3. R. J. Lutz, *J. Biomechanics*, **16**, 753 (1983).

4. K. Perktold, R. Michel, and R. Peter, *J. of Biomechanics*, **24**, 409 (1991).
5. 서상호, 유상신, *유변학*, **7**, 150 (1995).
6. R. K. Banerjee, Ph. D. Thesis, Drexel University, (1992).
7. M. Siouffi, R. Pelissier, D. Farahifar, and R. Rieu, *J. Biomechanics*, **17**, 299 (1984).
8. R. Skalak, S. R. Keller, and T. W. Secomb, *J. Biomechanical Eng.*, **103**, 102 (1982).
9. G. P. Biro, *Cardiovascular Res.*, **16**, 194 (1982).
10. S. H. Suh, S. E. Park, and S. S. Yoo, Proceedings of The third JSME-KSME Fluids Eng. Conf., 171 (1994).
11. 양인균, 박사학위논문, 홍익대학교 (1988).