

## 벽 탄성도가 확장관(인조혈관) 벽 전단변형률에 미치는 영향

이 계 한\* · 이 상 만\*\*

(1998년 1월 26일 접수)

### The Effects of Wall Elasticity on Wall Shear Rate of a Divergent Tube (Vascular Graft)

Kyehan Rhee and Sang Man Lee

**Key Words:** Wall Shear Rate (벽 전단변형률), Hemodynamics (혈류역학), Elastic Divergent Tube (탄성 확장관), Radial Wall Motion (벽의 반경 방향 움직임), Flow Visualization (유동가시화).

#### Abstract

Shear stress acting on the arterial wall by blood flow is an important hemodynamic factor influencing blocking of blood vessel by thickening of an arterial wall. In order to study the effects of wall elasticity on the wall shear rate distribution in an artery-divergent graft anastomosis, a rigid and a elastic model are manufactured. These models are placed in a pulsatile flow loop, which can generate the desired flow waveform. Flow visualization method using a photochromic dye is used to measure the wall shear rate distribution. The accuracy of measuring technique is verified by comparing the measured wall shear rate in the straight portion of a model with the theoretical solution. Measured wall shear rates depend on the wall elasticity and flow waveform. The mean and maximum shear rate in the elastic model are lower than those in rigid model, and the decreases are more significant near the end of a divergent tube. The reduction of mean and maximum of wall shear rate in an elastic model are up to 17 percent.

#### 1. 서론

동맥이 질병에 의해 막히거나 사고에 의해 손상되었을 때 손상된 부분을 인조혈관으로 치환하는 수술이 시행된다. 6 mm 이하의 중소형 인조혈관은 혈관 내막 세포가 과대 성장하여 혈관 벽을 막히는 현상(intimal hyperplasia: IH)이 발생하여 인조혈관을 오래 사용하지 못하게 된다.<sup>(1)</sup> IH의 발생 원인으로는 수술방법,<sup>(2)</sup> 인조혈관의 재료,<sup>(3)</sup> 생화학적 요인 등이 있으나 혈관 내부의 혈

류유동이 중요한 혈류역학적 요인으로 지목된다.<sup>(4)</sup> IH는 혈관 내부 유동 장애 경계층 박리 및 재순환이 발생하는 유동장애 영역(disturbed flow region)에 발생하게 된다. 이런 지역에서는 벽 전단응력이 작고 그 분포가 시간에 따라 변화하며, 이에 자극 받은 내막 세포가 과다 증식하게 된다. 따라서 혈관 벽 전단응력은 IH의 발생에 영향을 미치는 중요한 혈류역학적 요소로 지목된다.<sup>(5)</sup> 일반적으로 사용되는 인조혈관은 자연 혈관에 비해 딱딱하고,<sup>(6)</sup> 자연혈관과 직경이 정확하게 일치하는 인조혈관을 사용하기 어렵다. 따라서 혈관-인조혈관 접속부에서 혈관 단면적이 바뀌게되며, 이는 내부 혈류 유동장을 교란시키는 원인이 된다. 자연혈관 보다 크거나 작은 인조혈관을 사용할 경우 접속부 전단 또는

\* 회원, 명지대학교 기계공학과

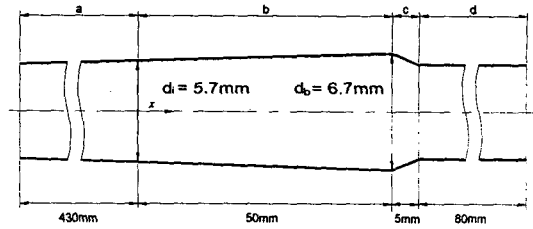
\*\* 명지대학교 대학원 기계공학과

후단에 혈관 내경의 증가로 인한 역 압력구배에 의해 경계층 박리 및 재순환 지역이 발생하기 쉬우며, 이런 지역에서 IH가 발생하기 쉬워진다. 혈관 내부는 심장의 수축 및 이완에 따른 맥동류가 유동함으로 자연 혈관과 내경이 정확히 일치하는 인조혈관을 사용하였을 경우도 혈관 벽 탄성도의 차이에 의해 순간적 수축 확장부가 생기게된다. 혈관 내경이 확대되는 접속부에서 경계층 박리가 발생하기 쉬우므로 이를 방지하기 위해 확장형 인조혈관이 이용될 수 있다. 내경이 서서히 증가하는 확장형 인조혈관을 사용하면 혈관-인조혈관 접속부를 항상 수축형으로 유지할 수 있어, 혈류학적 성능을 향상시킬 수 있다. 이동규 등<sup>(5)</sup>은 0.5도의 확장각을 갖는 딱딱한 확장형 인조혈관 모델을 사용하여 혈관-인조혈관 접속부에서 경계층 박리를 억제하고, 벽 전단응력을 높게 유지할 수 있음을 보였다.

혈관 내부 유동을 실험적으로 측정하기 위해서는 유리관이나 아크릴 관을 이용한 모델을 제작하여 많은 연구가 수행되었다. 그러나 실제 혈관은 탄성을 가지므로, 맥동하는 혈류 유동에 따라 혈관벽이 반경 방향으로 움직이며, 이는 내부 유동장에 영향을 미친다. 혈관벽의 반경방향 움직임이 내부 유동장에 미치는 영향은 직관, 휘어진 관, 분지관 등에 대해 수치 해석적으로 수행된 바 있다.<sup>(6,7)</sup> 탄성 분지관에 대해 레이저 도플러 유속계(LDV)를 이용하여 속도 및 벽 전단변형률이 측정된 바 있으나,<sup>(8)</sup> 탄성 확장형 인조혈관의 벽 전단응력은 측정된 바 없다. 혈관 내부 유동은 심장의 수축 및 이완에 따른 맥동류이며, 혈류 및 압력 파형은 파형의 반사 및 증첩에 의해 혈관계의 위치에 따라 혈류 및 압력파의 형상이 다르다. 본 연구에서는 인조혈관이 시술되는 대퇴동맥 및 경동맥 유량 파형에 대해 확장형 인조혈관을 딱딱한 모델과 탄성 모델로 제작하고 벽 전단변형률을 측정하여, 관벽의 맥동이 벽 전단변형률에 미치는 영향을 고찰하고자 한다.

## 2. 실험 장치 및 방법

관벽의 탄성도의 영향을 고찰하기 위해 같은 맨드릴을 이용하여 딱딱한 모델과 탄성 모델을



- (a) Tubular natural artery portion
- (b) Divergent graft portion
- (c) Natural artery divergent graft distal anastomosis
- (d) Tubular natural artery portion

**Fig. 1** Specifications of an artery-vascular graft anastomosis model.  $x$  denotes the distance from the proximal anastomosis.

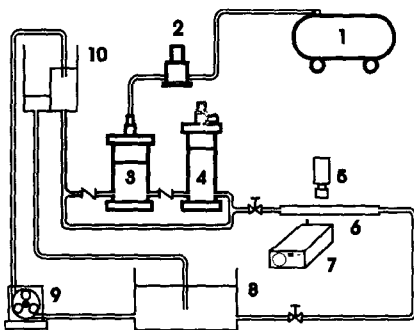
제작하였다. 확장형 인조혈관 입구부 직경 5.7 mm, 출구부 직경 6.7 mm이고 길이는 50 mm이며 (확장각 0.5도), 직경 5.7 mm인 자연혈관과 부드럽게 연결되어 있다.(Fig. 1)

이 형상은 실제 혈관-인조혈관 접속부 모양과 유사하게 제작되었으며, 자연 혈관부는 인조혈관부 전 후단에 각각 자연혈관 직경의 75배, 14배 되는 직관을 연결된 모양으로 맨드릴이 제작되었다. 모델은 유동가시화를 위해 투명한 실리콘(Sylgard 184, Dow Corning Co.)으로 제작되었다. 딱딱한 모델(모델1)은 직육면체의 아크릴 상자(36 x 40 x 600 mm)의 중앙에 맨드릴을 위치시키고 실리콘 수지를 부어 경화 후 맨드릴을 빼어내는 방법으로 제작되었다. 탄성모델(모델2)은 회전하는 맨드릴에 실리콘 수지를 코팅하여 오븐에서 경화시킨 후 맨드릴에서 벗겨내는 방법으로 벽 두께가 약 0.4 mm 되는 탄성모델을 제작하였다. 탄성모델은 표면의 굴곡과 굴절계수의 차이로 인한 광학적 뒤틀림을 최소화하기 위해 작동 유체로 채워진 사각형 아크릴 상자 안에 위치시켰다. 탄성모델을 사각형 상자 안에 위치시킬 때 모델의 중량에 의한 처짐을 방지하기 위해 모델을 종 방향으로 약간 당긴 후 위치시켰고, 이에 따라 모델의 직경이 약 12 % 감소하였다. 탄성모

델의 탄성도를 측정하기 위해 정압 수두를 변화 하면서, 직경의 변화를 측정하였다. 모델 직경은 실험에 사용되는 압력범위인 50~200mmHg에서 압력에 따라 선형적으로(상관계수  $r^2 < 0.997$ ) 증가하였으며, 100 mmHg 압력변화에 따라 직경이 7.5 % 증가하였다. 이는 전형적인 중소 동맥의 탄성도와 유사하다.<sup>(9)</sup> 모델은 다양한 혈류 파형을 만들어낼 수 있는 유동순환 장치에 삽입되었다. 유동순환 장치는 일정수두 저수조, 입출구 체크 밸브가 장착된 압력통, 컴플라이언스 통, 유량 조절 밸브, 정압수두, 저수조 및 순환펌프(Masterflex 7019, Cole Palmer Inc.)로 구성되었다.(Fig.2) 일정 수두 저수조로부터 유입된 작동유체는 압력통에 유입된 후 압축공기에 의해 가압 및 감압을 받아 맥동류를 만들어낸다. 압력통에 공급되는 압축공기는 솔레노이드 밸브(Model 2306, Kuroda Co.)를 개폐하여 작동유체를 가압 및 감압함으로써 맥동류를 만든다. 컴플라이언스 통의 공기 부피와 유량 조절 밸브, 바이패스 유량을 조절함으로써 원하는 모양의 유량 파형을 만들어 낼 수 있었다.

벽 전단응력을 직접 측정하기 어려우므로 벽 전단변형률을 측정하였다. 뉴턴성 유체는 전단변형률에 점도를 곱함으로써 전단응력을 계산할 수 있다. 혈액은 비 뉴턴성 유체이나 전단변형률이 100 sec<sup>-1</sup>이상인 경우는 뉴턴성 유체와 유사한 점성 특성을 나타낸다.<sup>(10)</sup> 혈액의 점성 특성과 유

사한 유체를 구하기 어렵고 중소형 혈관 내부 유동에서는 혈액의 비뉴턴 점성 특성이 크게 영향을 미치지 않으므로, 본 연구에는 혈액을 뉴턴성 유체로 가정하였다. 혈관벽의 전단변형률은 열필름 (flush mounted hot film anemometer, FMHFA) 이나<sup>(11)</sup> 레이저 도플러 유속계(LDV)를 이용해 측정된 바 있다.<sup>(18)</sup> FMHFA는 전단변형률이 크기가 작고 방향이 바뀌는 유동장에서 벽 전단변형률의 측정이 어렵다. LDV는 벽 근처의 속도를 반복적으로 측정하여 속도 분포를 구하여야 하며, 벽이 움직이는 탄성관인 경우 벽의 위치를 속도와 동시에 측정해야하는 어려움이 있다. 본 연구에서는 광색성 염료를 이용한 유동가시화 방법을 이용하여, 속도 분포를 측정하였다. 이 방법은 유동장에 방해를 주지 않고 속도장 및 관벽의 위치를 동시에 측정할 수 있는 장점이 있다. 광색성 염료는 특정한 파장의 빛에 반응하여 색이 바뀌는 특성이 있다. 미소량의 광색성 염료 (1',3',3' -trimethyl-6-nitroindoline-6-spiro-2-benzospyran, TNSB)를 파라핀 오일(밀도 833 kg/m<sup>3</sup>, 동점성계수 4.6 cs at 70°C)에 용해하여 작동유체로 사용하였다. 이 용액은 자외선에 의해 자극을 받으면 진한 파란색으로 변색된 후 수 초 후 역 광색성 반응에 의해 다시 투명해 진다. 펄스 질소 레이저(VLS 337ND, Laser Science Inc.)에 의해 초점이 맞추어진 자외선이 유동장에 조사되면 레이저가 통과한 위치에 파란색 직선 자취선이 발생하며, 이 자취선은 유체와 함께 움직인다. 자취선의 변위를 비디오 카메라(TM 9701, Pulnix Inc.)로 기록하여, 자취선의 움직인 거리를 레이저 조사와 화상 획득 사이의 시차로 나눔으로써 속도 분포를 계산한다. 이 속도 분포는 레이저 조사와 화상 획득 시간 사이의 평균 속도를 나타내나, 이 시차가 짧으므로(수 millisecond) 측정된 속도는 순간 속도에 가깝다. 사용된 비디오 카메라는 외부동기 신호에 의해 원하는 시간에 한 프레임의 화상을 획득할 수 있다. 획득된 화상은 frame grabber board (2867LC, Data Translation Inc.)에 의해 디지털 타이즈된 후 배경 처리 및 edge enhancement filter로 화상의 질을 향상시킨 후 자취선의 변위가 측정되었다. 순간 유량은 속도 분포를 적분함으로써 계산되었으며, 벽 전단변형률은 벽 근처의 속도



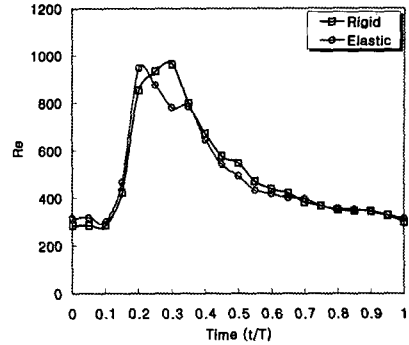
- 1. Pressure source
- 2. Solenoid valve
- 3. Pressure chamber
- 4. Compliance chamber
- 5. CCD Camera
- 6. Test section
- 7. N2 Laser
- 8. Reservoir
- 9. Roller pump
- 10. Constant head chamber

Fig. 2 Schematic diagram of a flow loop system.

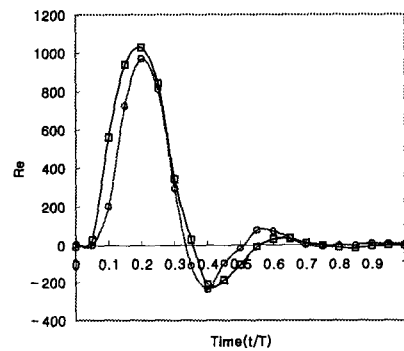
분포를 포물선으로 curve fitting 후 벽에서의 기울기를 구하여 계산하였다. 측정된 유량 파형은 Fig. 3에 나타나 있다.

본 실험에서 사용된 광색성 염료를 이용한 속도 측정 방법의 오차는 광학적 오차와 수치화(digitization) 오차가 있다. 광학적 오차는 카메라 렌즈, 모델 튜브의 곡면, 튜브와 작동유체의 굴절률 차이에 의해 발생할 수 있다. 곡면 벽과 굴절률 차이에 의한 오차를 최소화하기 위해 굴절률이 실리콘 튜브(굴절률 1.43)와 유사한 실리콘오일(굴절률 1.48)을 사각형 아크릴 상자에 채워 광학적 뒤틀림에 의한 오차를 최소화하였다. 화상에서 측정된 모델 직경과 실측된 직경을 비교한 결과 광학적 오차는  $\pm 1\%$  이내로 확인되었다. 수치화 오차는 획득된 화상에서 자취선의 위치를 확인할 때 발생하는 오차로 이는  $\pm 2\%$  이내이다. 이 밖에 레이저 조사와 화상 획득 사이에 발생하는 유동장의 가속에 의한 오차, 동기 신호의 시차에 관한 오차 등이 발생할 수 있다. Ojha는 광색성염료를 이용한 속도측정에서 오차를 해석하여, 유량 측정 오차는  $\pm 3\%$ , 벽 전단변형률 측정 오차는  $\pm 7\%$  이내로 예측하였다.<sup>(12)</sup> 본 연구실에서는 맥동류에서 광색성 염료를 이용한 유동 가시화 방법을 이용하여 벽 전단변형률을 측정한 결과 평균값은 2%, 최대값은 7% 이내의 오차 범위에서 이론해와 일치하는 결과를 보였다.<sup>(13)</sup>

이 유량 파형은 인간 동맥계에서 측정되는 대퇴부와 경동맥 유량 파형과 유사하다.<sup>(14,15)</sup> 딱딱한 모델과 탄성 모델에 대해 정확히 같은 모양의 유량 파형을 만들기 어려웠으므로, 유사한 파형에 최대 및 평균 레이놀즈수( $Re \equiv \frac{U_m d}{\nu}$ ,  $U_m$ : 단면 평균 유속,  $d$ : 관직경,  $\nu$ : 동점성계수)가 5% 내로 같도록 유량 파형을 만들었다. 최대 및 평균 레이놀즈수는 경동맥 유량 파형에 대해 950, 500 이었고, 대퇴동맥 유량 파형에 대해 1000, 150 이었다. 유량 파형의 주기는 0.7초이고 위모슬리수( $\alpha \equiv r\sqrt{\frac{\omega}{\nu}}$ ,  $r$ : 반경,  $\omega$ : 각속도)는 딱딱한 모델은 4, 탄성 모델은 3.5이었다. 두 모델에서 위모슬리수의 차이는 탄성 모델의 인장에 따른



(a) Carotid flow waveform



(b) Femoral flow waveform

Fig. 3 Measured carotid and femoral flow waveform. Flow rates are represented by Reynolds numbers calculated from the areal mean velocity and the mean diameter. Square boxes are for the rigid model and circles are for the elastic model.

직경 감소에 의한 것이며, 이는 유동장에 큰 영향을 미치지 않는다. 벽 전단변형률은 확장관 20mm전, 확장관 입구부터 5, 15, 25, 35, 45 mm, 확장관 15 mm후 위치에서 측정되었다. 탄성관의 직경 변화는 속도 측정을 위해 획득한 화상에서 구해졌으며, 사용된 유동가시화 장치의 공간 해상도는  $30 \mu\text{m} \times 30 \mu\text{m}$  이었다. 최대 직경 변화량을 평균 직경으로 나눈 직경 변화량(DV)은 경동맥과 대퇴 동맥 유량 파형에 대해 각각 4%와 8%이었으며, 이는 유량 파형의 차이로 인한 내압의 변화에 의한 것이다.

**Table 1** Comparison of theoretical and measured shear rate harmonics in a straight rigid tube.  $\gamma_{th}$  shows the harmonic component of shear rate based on Womersley's rigid tube theory.  $\gamma_m$  shows the harmonic component of measured shear rate.

	Carotid			Femoral		
	$\gamma_{th}$	$\gamma_m$	$(\gamma_{th}-\gamma_m)/\gamma_{th}\times 100$	$\gamma_{th}$	$\gamma_m$	$(\gamma_{th}-\gamma_m)/\gamma_{th}\times 100$
mean	545	552	-1.14	178	179	-0.28
1st	397	381	3.79	492	475	3.47
2nd	316	299	5.38	609	582	4.49
3rd	156	154	1.85	395	357	9.62

본 연구에서 사용된 유동가시화를 이용한 벽 전단변형률의 측정 오차를 검증하기 위해, Womersley에 의해 계산된 직관에서의 맥동류 이론 식과 측정값을 비교하였다. 완전 발달된 딱딱한 직관내의 맥동 유동장은 반경 방향 속도가 없으므로 지배 운동 방정식이 선형적이다. 주기를 갖는 임의의 유량 및 압력 파형은 Fourier series로 싸인 및 코싸인 함수로 분해될 수 있으며, 각각의 주파수 성분은 선형 운동 방정식을 만족한다. 유량 파형을 프리에 급수로 분해하여, 각 주파수 성분에 대해 벽 전단변형률을 계산할 수 있으며, 이를 조합함으로써 이론 전단변형률 파형을 구할 수 있다. Womersley의 이론해<sup>(16)</sup>에 따르면 각 주파수의 전단변형률은 유량, 직경, 위모스리수에 따른 베셀 함수로 표시된다. 이를 이용하여 계산된 각 주파수의 이론 벽 전단변형률과 측정된 전단변형률 파형을 프리에 급수로 분해한 값이 Table 1에 나타나있다. 4차 이상의 주파수 성분은 최대 주파수 성분에 비해 10% 이하로 작으므로, 표에 생략하였다. 측정된 벽 전단변형률의 각 주파수 성분은 이론 값과 10% 이내로 일치하였으며, 최대 주파수 성분에 대한 오차는 6% 이하이다.

### 3. 결 과

Fig. 4는 경동맥과 대퇴동맥 유량 파형을 가하였을 경우 직관부(확장부 20mm 전,  $x = -20mm$ )에서의 자취선을 나타내고 있다.  $x$ 는 직관부(자연혈관 모델)에서 확장부(인조혈관 모델)가 시작되

는 전반 접속부(proximal anastomosis)의 위치를 0으로 기준하여 나타낸 거리(mm)를 의미한다(Fig.1 참조).  $x=-20mm$ 는 전반 접속부 20mm 이전 위치를  $x= 25mm$ 는 전반 접속부 25mm 후부 위치를 나타낸다. 자취선은 레이저가 조사된 후 4 msec(경동맥 유량 파형)와 9 msec(대퇴동맥 유량 파형) 후에 획득한 화상으로, 맥동이 시작되는 솔레노이드 밸브가 열리는 순간을 기준으로 0.035초 간격으로 20개의 화상을 한 주기(0.7초) 동안 획득하였다. 이 변위 분포는 속도 분포를 보여주는 time line을 나타낸다. 경동맥 유량 파형에서는 유량이 증가함에 따라 포물선 모양의 속도분포가 점점 뭉뚱해지고 있으며 최대 유량부 시간을 지나 유량의 감소에 따른 감속으로 벽 근처의 속도의 감소가 심해지나( $t = 0.385$ ) 경계층 박리에 의한 역류는 나타나지 않았다. 0.5초 후에는 유량의 변화가 없으므로 이후의 화상은 생략되었다. 대퇴동맥 유량 파형에서는 경동맥 유량 파형에 비해 속도분포가 더욱 뭉뚱하며, 이는 유량 파형의 급격한 가속에 의한 영향이다. 유량이 최대 유량 지점에서는 가속의 둔화로, 뭉뚱하던 속도분포가 포물선 형태로 바뀌고( $t = 0.175$ ), 이후 급격한 감속에 의해 경계층 박리로 인한 벽 근처의 역류가 관찰된다. 유량의 역류에 의한 역류 속도분포가 나타난 후( $t = 0.28$ ), 속도는 거의 0에 가깝게 된다.

탄성 모델의 인장에 따른 직경 감소와 유량의 미소한 차이로 인해 탄성모델과 딱딱한 모델의 벽 전단변형률의 직접적 비교가 어렵다. 따라서 측정된 벽 전단 변형률은 직관에서 평균 유량이

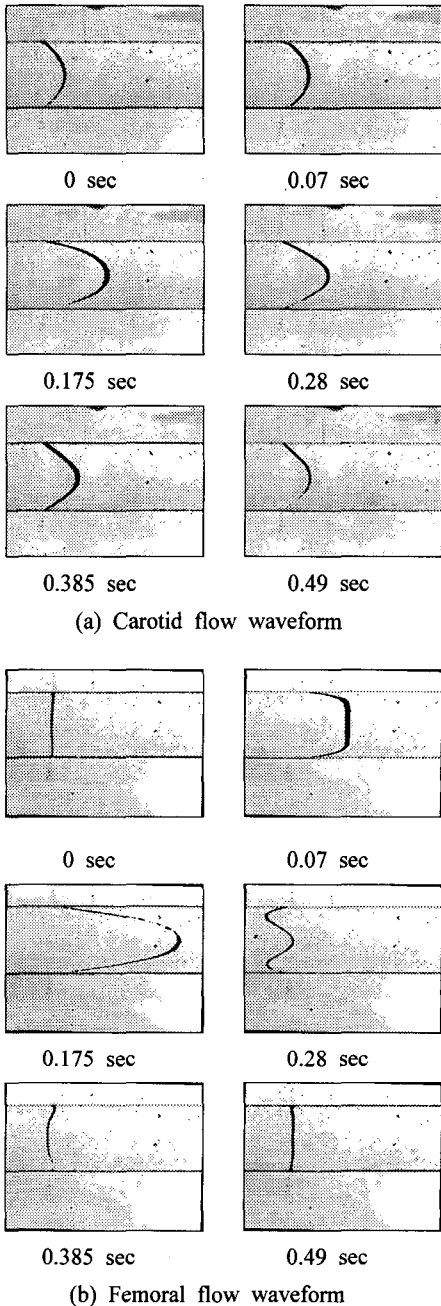
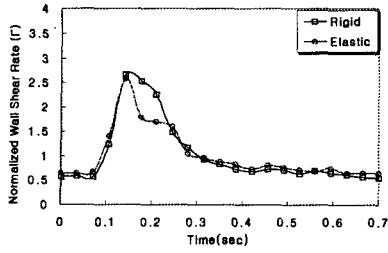


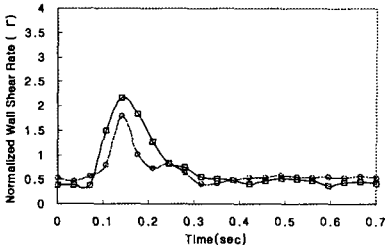
Fig. 4 Images of the sequential displacement profiles at the proximal straight portion ( $x = -20$  mm) in the rigid model. The images are captured 4 msec (carotid flow waveform) and 9 msec (femoral flow waveform) after the laser triggering.

흐를 때의 전단변형률( $\gamma_{ss} = 4Q_{mean} / \pi r_{os}^3$ ,  $Q_{mean}$ : 평균유량,  $r_{os}$ : 직관 부의 평균직경)으로 무차원화 되어( $\gamma$ ), 벽 전단변형률의 시간에 따른 변화가 확장관 20 mm 전, 확장관 시작 부로부터 25 mm, 45 mm, 65 mm 지역에 대해 Fig. 5 (경동맥 유량 파형)와 Fig. 6 (대퇴동맥 유량 파형)에 나타나 있다. 확장관 지역에서 전단변형률의 최대 값이 감소하나 최소 값은 크게 변하지 않으며, 확장관이 직관으로 다시 축소되는  $x = 65$  mm 위치에서는 관직경의 감소로 인해 최대 값이 다시 증가하고 있다. 확장부에서 탄성 모델은 딱딱한 모델에 비해 최대 값의 감소가 크게 나타났으며, 모델의 직경이 감소하는 수축부( $x = 65$  mm)에서는 최대 값의 증가는 탄성 모델에서 작게 나타났다. 따라서 관벽의 반경 방향 움직임은 벽 전단 변형률의 최대 값을 낮추는 영향을 나타냈다.

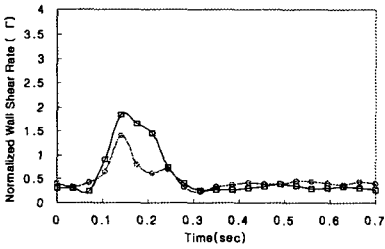
무차원된 평균 및 최대 벽 전단변형률의 분포는 Fig. 7에 나타나 있다. 확장관 전 직관 부에서의 탄성 모델의 평균 변형률은 1보다 약간 작게 나타나며 이는 벽의 탄성도의 영향이다. Wang<sup>(17)</sup> 등은 perturbation method를 이용하여 맥동류에서 완전 발달된 직관에서 벽 전단변형률의 이론해를 구하여, 탄성 관에서 관벽의 반경방향 움직임은 전단 변형률을 낮추는 역할을 함을 밝혀냈다. 대퇴동맥 유량 파형에서 직관부 평균 전단변형률은 경동맥의 경우보다 많은 감소를 나타내며, 이는 대퇴동맥 유량 파형에서 관의 반경 변화율이 크기 때문이다. 확장부에서의 평균 벽 전단변형률은 직경의 증가로 인해 감소한다. 최대 확장부( $x = 45$  mm)에서 벽 전단변형률은 직관부에 비해 딱딱한 모델의 경우는 모든 유량 파형에 대해 45%의 감소를 나타냈고, 탄성모델은 51%(경동맥 유량 파형)과 62%(대퇴동맥 유량파형)의 감소를 나타냈다. 따라서 관벽의 탄성에 의한 반경방향 움직임으로 인해 각각 부가적인 6%와 17%의 평균 전단변형률의 감소가 발생했다. 벽 전단 변형률의 최대 값은 관의 탄성도에 의해서 15%(경동맥 유량파형) 및 17%(대퇴동맥 유량파형) 낮아졌다.



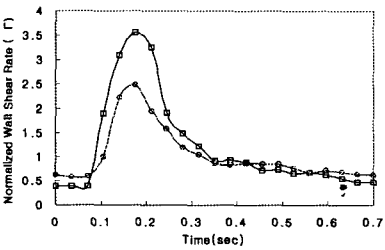
(a) X = -20 mm



(b) X = 25 mm

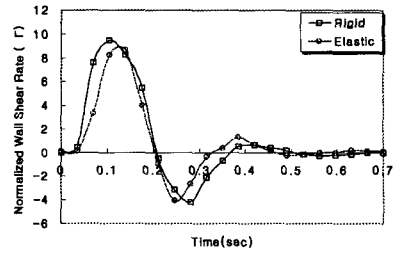


(c) X = 45 mm

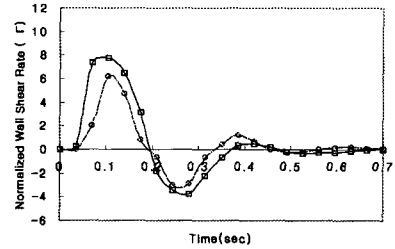


(d) X = 65 mm

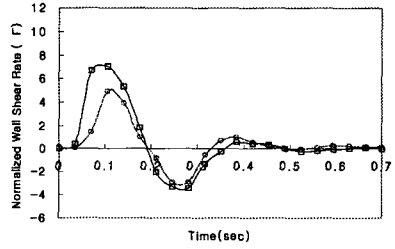
Fig. 5 Temporal variation of normalized wall shear rate for carotid flow waveform along the anastomosis model. x denotes the distance from the proximal anastomosis(See Fig. 1). Square boxes and circles denote wall shear rate for the rigid model and the elastic model, respectively.



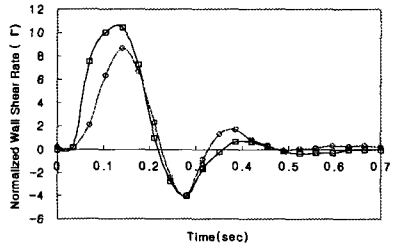
(a) X = -20 mm



(b) X = 25 mm

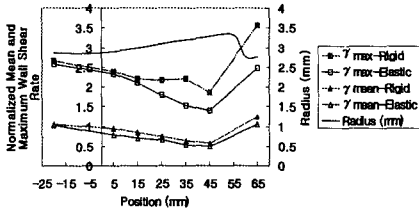


(c) X = 45 mm

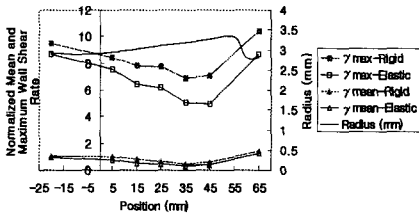


(d) X = 65 mm

Fig. 6 Temporal variation of normalized wall shear rate for femoral flow waveform along the anastomosis model. x denotes the distance from the proximal anastomosis(See Fig.1). Square boxes and circles denote wall shear rate for the rigid model and the elastic model, respectively.



(a) Carotid flow



(b) Femoral flow

Fig. 7 Distribution of maximum and mean wall shear rates normalized by  $\gamma_{ss}$  for carotid and femoral flow waveform. The abscissa denotes the axial distance from the proximal anastomosis(x=0). Solid square boxes and triangles denote maximum and mean shear rate for the rigid model. Open square boxes and triangles denote maximum and mean shear rate for the elastic models. Solid lines show the radius variations for the model.

#### 4. 고찰 및 결론

탄성 확장관에서 관벽의 맥동에 의한 반경 방향의 움직임이 벽 전단변형률에 미치는 영향을 고찰하기 위하여, 광색성 염료를 이용한 유동가시화 방법을 사용하여 벽 전단변형률을 측정하였다. 분기관 내부의 유동에서 관벽의 탄성도가 유동장에 미치는 영향은 많은 연구자에 의해서 연구된 바 있다. Duncan<sup>(18)</sup> 등은 탄성 분지 모델의 외벽에서 벽 전단응력이 감소함을 보였으며, Liesch<sup>(19)</sup> 등은 탄성 신동맥 분지 모델에서 전반적인 벽 전단응력의 감소를 발견하였다.

Anayiotos<sup>(8)</sup>는 경동맥 분지 모델에서 탄성 모델은 벽 전단변형률의 평균 및 최대 값이 모두 감소함을 보였다. Lou와 Yang<sup>(20)</sup>은 컴퓨터 수치해석을 통하여 대동맥 분지에서 탄성관은 벽 전단변형률의 최대 값을 10% 정도 감소시켰음을 보였다. 본 연구 결과 탄성모델은 딱딱한 모델에 비해 평균 및 최대 벽 전단변형률을 감소함을 보이지만 전단응력의 정확한 측정보다는 관벽의 탄성으로 인한 타 연구 결과와 비슷한 경향을 나타낸다. 경동맥 분지 모델에서 탄성모델은 평균 벽 전단변형률이 30%이상 감소함을 보였으나,<sup>(10)</sup> 본 연구에서는 최대 17% 정도의 감소를 나타냈다. 감소율의 차이는 다른 모델의 형상에 따른 것이며, 최대 값의 감소도 분지 모델에서 나타난 최대 값의 감소와 일치하는 경향을 나타낸다.

일반적으로 벽 전단응력이 낮고 전단응력의 방향이 시간에 따라 변화하는 지역에서 혈관벽 세포증식으로 인한 혈관이 막히는 현상이 발견된다. 전단응력의 방향의 변화를 나타내는 지표로

$$OSI \left( OSI \equiv \frac{\int_0^T |\tau^*| dt}{\int_0^T |\tau| dt} \right), \tau: \text{벽 전단응력}, \tau^*: \text{벽 전단응력의 방향}$$

주 유동 방향과 반대 방향으로 작용하는 벽 전단응력, T: 주기)를 사용하며, 이는 벽 전단응력의 방향의 변동의 상대적 영향을 나타낸다. 따라서 OSI가 큰 지역은 역 방향으로 작용하는 전단응력이 상대적으로 큼을 나타내며, Ku<sup>(21)</sup> 등은 OSI와 혈관벽 세포 증식 사이에 긍정적 상관 관계가 있음을 밝힌 바 있다. 탄성모델은 딱딱한 모델에 비해 평균 값이 작고 최소값은 유사하므로 큰 OSI 값을 갖고, 따라서 혈관벽 세포 증식이 발생하기 쉬운 혈류역학적 환경을 제공하게 된다.

광색성 염료를 이용한 유동가시화 방법을 이용하여 맥동류에서 확장관 모델의 벽 전단변형률을 측정하였으며, 측정 결과는 이론식과 잘 일치하였다. 탄성모델에서 맥동에 의한 혈관벽의 반경 방향 움직임은 평균 및 최대 전단변형률을 17% 이상 감소시켰으며, 이 영향은 관벽의 움직임 큰 경우 더욱 크게 나타났다. 따라서 탄성관 내부 유동을 고찰할 경우 벽의 탄성도에 의한 반경 방향 움직임이 고려되어야 한다. 본 연구에서는 혈액을 뉴턴성 유체로 가정하였으나, 혈액은 100 sec<sup>-1</sup> 이하의 전단변형률에서는 점도가 증가하는



특성이 있다. 실험 조건의 유동장에서는 벽 전단 응력이 이보다 크나, 유동 중심부나 재순환 지역 등에서 속도구배가 작은 지역이 발생하게 되고 따라서 비뉴턴 점성특성은 유동장의 전반에 영향을 미칠 수 있다. 또한 실제 혈관 접속부는 봉합사로 연결되어있어, 이에 따른 유동장의 변화가 존재할 수 있다.<sup>(2)</sup> 본 연구의 목적은 혈관벽에 가성도의 영향을 고찰하는 것이므로, 실제 혈관 접속부의 정확한 전단력 측정에는 향후 연구되어야 할 것이다.

## 후 기

본 연구는 한국과학재단 핵심연구과제 951-1011-073-2의 지원에 의해 수행되었음.

## 참고문헌

- (1) Szilagyi, D.E., Elliot, J.P., Hageman, J.H., Smith, R.F. and Dall'olomo, C.A., 1973, "Biological Failure of Autogenous Vein Implant as Arterial Substitutes," *Ann. Surg.*, Vol. 178, No.3, pp. 232 ~ 246
- (2) Hasson, J.E., Mergermann, J. and Abbot, W.M., 1986, "Suture Technique and Para Anastomotic Compliance," *J. Vasc. Surg.*, Vol. 3, pp. 591 ~ 598
- (3) Strathmann, H., 1985, "Synthetic Membranes-Science, Engineering and Application," pp. 1~38, Nato ASI series D, Reidel Publishing Co.
- (4) Nerem, R.M., 1992, "Vascular Fluid Mechanics, the Arterial Wall and Atherosclerosis," *Trans. of ASME, Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 114, pp. 274~282
- (5) 이동규, 이계한, 1996, "유량과형이 테이퍼형 인조혈관 유동에 미치는 영향", 대한기계학회 춘계학술대회 논문집(B), pp. 365~368
- (6) Doo, I., Jedruch, W. T., Kennedy, J.S., Adams, P.F. and Rodkiewicz, C.M., 1984, "Wall Distensibility Effect on Arterial Flow Distribution," *J. Biomechanics*, Vol. 17, p. 643
- (7) Tarbell, J.M., Klanchar, M and Dutta, A., 1988, "Effects of Phase Relationship on Wall Shear Stress in Curved and Straight Elastic Artery Models," Yoshida, Y. et al. eds. *The Role of Blood Flow in Atherogenesis*, Springer-Verlag, pp. 103 ~ 108
- (8) Anayiotos, A.S., 1990, "Fluid Dynamics at a Compliant Model of a Bifurcation," Ph.D Thesis, Georgia Institute of Technology, Atlanta, Georgia
- (9) Walden, R., L'Italien, G.J., Johnson, W.R., Mergermann, J. and Abbot, W.M., 1980, "Matched Elastic Properties and Successful Arterial Grafting," *Arch. Surg.* Vol. 115, pp. 1166~1169
- (10) Fung, Y.C., 1984, *Biomechanics*, Springer-Verlag New York Inc.
- (11) Klanchar, M, Tarbell, J.M. and Wang, D.M., 1990, "In Vitro Study of the Influence of Radial Wall Motion on Wall Shear Stress in an Elastic Tube Model of Aorta," *Circulation Research*, Vol. 66, No. 6, pp. 1624~1635
- (12) Ojha, M., Hummel, R.L., Cobbold, R.S.C., and Johnston, K.W., 1988, "Development and Evaluation of a High Resolution Photochromic Dye Method for Pulsatile Flow Studies," *J. Phys. E: Sci. Instrum.*, Vol. 21, pp. 998~1004
- (13) Rhee, K. and Tarbell, J.M., 1993, "Wall Shear Rate Measurement in a Elastic Tube Using Photochromic Flow Visualization Method," *Proc. of the 6th International Conference on Flow Measurement*, pp. 598~603
- (14) Dedichen, H., 1976, "Hemodynamics in Arterial Recirculation of the Lower Limb: I. Blood Flow," *Acta. Chir. Scand.*, Vol. 142, pp. 213~220
- (15) Steinmann, D.A., Ethier, C.R., Zhang, X., S.R., 1995, "The Effect of Flow Waveform on Anastomotic Wall Shear Stress Patterns," *Advances of Bioengineering*, Vol.31, pp. 173~174
- (16) Womersley, J.R., 1955, "Method for Calculations of Velocity, Rate of Flow and Viscous Drag in Arteries when the Pressure Gradient is known," *J. Physiology*, Vol. 127, pp. 553~563
- (17) Wang, D.M. and Tarbell, J.M., 1992, "Nonlinear Analysis of Flow in an Elastic Tube (Artery) : Steady Streaming Effects," *J. Fluid Mech.*, Vol. 239, pp. 341~358

(18) Duncan, D.D., Bargeron, C.B., Borchardt, S.E., Deters, O.J., Gearhart, S.A., Mark, F.F. and Friedman, M.H., 1990, "The Effects of Compliance on Wall Shear Rate in Casts of a Human Aortic Bifurcation," *Trans. of ASME, Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 112, pp. 183~188

(19) Liepsch, D., Moravec, S. and Zimmer, R., 1983, "Pulsating Flow in Distensible Models of Vascular Branches," *Fluid Dynamics as a Localizing Factor for Atherosclerosis*, Springer-Verlag, Heidelberg, FRG, pp. 46~50

(20) Lou, Z. and Yang, W., 1993, "A Computer Simulation of the Blood Flow at the Aortic Bifurcation with Flexible Walls," *Trans. of ASME, Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 115, pp. 306~315

(21) Ku, D.N., Giddens, D.D., Zarins, C.K. and Glagov, S., 1985, "Pulsatile Flow and Atherosclerosis in Human Carotid Bifurcation," *Atherosclerosis*, Vol. 5, pp. 293~302