

복부대동맥류 벽 전단변형률 측정에 관한 연구

오성은 · 이계한

명지대학교 공과대학 기계공학과
(1999년 6월 15일 접수, 2000년 3월 3일 채택)

A Study on the Measurement of Wall Shear Rate in the Abdominal Aortic Aneurysm

S.E. Oh, K. Rhee

Department of Mechanical Engineering, Myongji University

(Received June 15, 1999. Accepted March 3, 2000)

요약 : 동맥의 일부분이 팽창하는 동맥류는 파열로 인한 높은 사망률을 야기한다. 동맥류의 발생 및 파열에는 혈관벽의 구조적 약화와 혈류에 의한 응력이 중요한 역할을 하며, 혈류에 의해 혈관벽에 가해지는 전단응력은 간접적으로 혈관벽 구조를 변화시키고, 직접적으로 혈관벽에 응력을 가하므로 동맥류 파열에 영향을 미치는 중요한 혈류역학적 인자이다. 동맥류가 자주 발생하는 복부대동맥류 모델을 제작하여 정상류와 맥동류 유동에서 광색성 염료를 이용한 유동가시화 방법으로 벽 전단변형률을 측정하였다. 벽전단변형률은 동맥류 내부에서 감소하여 음의 값을 가지며, 동맥류 최대확장부 후부에서 다시 증가하여 확장부가 끝나는 위치에서 동맥 벽에 비해 약 1.5배 정도의 큰 전단변형률 값을 가졌다. 동맥류 최대확장부 후부에서는 벽전단변형률의 방향이 바뀌며, 위치에 따른 전단변형률의 변화가 크게 나타났다. 맥동류 유동에서는 동맥류의 위치에 따라 시간에 따른 벽 전단변형률 파형이 측정되었다. 동맥류 내부에서는 전단변형률의 크기가 작고 그 방향이 시간에 따라 변화가 심하였으므로 혈관벽의 구조변화가 발생하기 쉬운 지역으로 지목된다. 동맥류 최대 확장부 후부는 위치 및 시간에 따른 전단변형률의 변화가 심하며, 혈관벽 응력이 최대값을 갖는 지역이므로 동맥류의 파열이 발생하기 쉬운 지역으로 예측된다.

Abstract : Aneurysm is a vascular disease which is characterized by the local dilatation of arterial wall, and the rupture of aortic aneurysm causes high mortality rate. The structural changes of arterial wall and the stress acting on the artery wall affect the formation and rupture of aneurysm. Wall shear stress is one of the important hemodynamic factors which change the arterial wall structure and cause lesions on the artery wall. Abdominal aortic aneurysm models are constructed, and wall shear rates are measured under steady and pulsatile flow using flow visualization technique incorporating photochromic dye. Wall shear rate decreases in the proximal site of the maximum dilatation, and increases in the distal site. Wall shear rate has the maximum value near the end of aneurysmal dilatation. Wall shear rate changes its direction near the distal site of the maximum dilatation, where the spatial gradient of the wall shear rate is high. Temporal variations of wall shear rates are measured for different locations under pulsatile flow. The magnitude of wall shear rates are small, and directional variation of wall shear rates are significant in the aneurysmal dilatation. Since temporal and spatial variation of wall shear rates are significant and the local maximum of wall shear rates occurs near the distal sites of the maximum aneurysmal dilatation, we expect the distal sites of aneurysm are more prone to aneurysmal rupture.

Key words : Abdominal Aortic Aneurysm(복부대동맥류), Hemodynamics(혈류역학), Wall Shear Rate(벽전단변형률), Flow Visualization(유동가시화)

본 연구는 한국과학재단 핵심전문연구(971-0706-050-2) 지원으로 수행되었음.

통신저자 : 이계한, (449-728) 경기도 용인시 남동 산 38-2 명지대학교 기계공학과,
Tel. 0335) 330-6426, Fax. 0335)321-4959,
Email : khanrhee@wh.myongji.ac.kr

서론

여러 원인에 의해 동맥 벽이 확장하여 풍선 모양으로 팽창되는 현상을 동맥류라 하는데, 동맥류는 복부대동맥, 신동맥, 뇌동맥 등에서 발생하며, 그 위치에 따라 형상이 다르다. 복부

대동맥에서는 주로 복부대동맥 분지 전에 풍선 모양으로 동맥류가 발생한다. 복부대동맥류는 복부대동맥 직경의 1.5에서 4배까지 자라며, 직경이 4cm 이상이면 동맥류의 파열이 발생하기 쉬우며, 5cm 이상이면 동맥류 제거 수술이 시행되나 동맥류의 크기가 작더라도 파열이 발생하는 경우가 종종 발생한다[1]. 동맥류가 가장 많이 발견되는 곳은 복부대동맥이며, 복부대동맥류(Abdominal Aortic Aneurysm, AAA)의 발생은 전 미국 인구의 2-3%에 해당한다[2]. 동맥류의 발생은 혈관벽 중막층의 결함 등과 관계가 있다고 알려져 있으며, 이러한 혈관벽의 구조 변화에는 혈류의 유동이 영향을 미친다고 알려져 있다. 동맥류의 파열에는 혈관벽 구조 변화에 따른 혈관벽 약화와 혈류 유동에 의해 혈관벽에 가해지는 응력이 원인으로 지목되거나 혈류유동의 동맥류 발생 기전으로의 정확한 원인은 아직 규명되고 있지 않다. 동맥류의 파열은 높은 사망률을 발생하므로, 동맥류의 파열의 예측은 동맥류의 치료 및 수술에 중요한 정보를 제공할 수 있다.

혈관벽에 영향을 미치는 응력으로는 혈관벽에 수직 방향으로 작용하는 압력과, 수평 방향으로 작용하는 전단응력이 있다. 동맥류 내의 압력과 혈류의 유동에 의한 전단력은 혈관벽에 응력을 부가하여 혈관벽은 반복되는 응력을 받게된다. 혈관벽에서의 전단응력은 혈액 인자의 혈관벽 투과 및 혈관 내피 세포의 기능을 변화시켜 혈관벽의 구조변화를 야기하며, 직접적인 혈관 내피세포의 손상을 초래할 수 있으므로, 중요한 혈류 역학적 인자로 지목된다. 혈류에 의한 응력은 동맥류의 성장과 파열에 중요한 영향을 미침으로 이에 관한 연구가 수행되고 있다. Budwig[3] 등은 유리 모델에 LDV(레이저 도플러 유속계)를 이용하여 유속을 측정하고, 열선 유속계의 원리를 이용한 flush mounted hot film anemometer(FMHFA)를 이용하여 전단응력을 측정하여, 이를 유한요소법을 이용한 수치해석 결과와 비교하였다. 이 연구는 층류 유동에만 국한되었으며, 혈류의 맥동의 영향이 무시되었다. Schrader et al[4], Peattie et al[5]은 color Doppler flow imaging (CDFI)를 이용하여 동맥류에서의 난류 천이에 관한 연구를 수행하였다. Asbury et al[6]은 LDV를 이용하여 난류 영역에서 평균 전단응력, 난동도를 측정하여, 난류에 의해 벽전단응력의 큰 증가를 발견하였다. 그러나 혈류의 맥동으로 인한 혈류 유동장의 변화와 혈관벽 전단응력의 측정에 관한 연구 내용이 부족하다.

동맥류에서 혈관 벽전단응력의 측정에 관한 다양한 연구가 수행되지 못한 이유는 LDV나 FMHFA를 이용한 벽전단응력 측정의 어려움에 기인한다. FMHFA는 전단응력이 큰 값을 갖거나 변화가 심한 혈류 재순환 및 재부착점에서 전단응력의 측정이 정확하지 못하며, 전단응력의 방향 판단이 어렵다. LDV는 특정 위치에서 혈관벽 주위의 속도 분포를 구하여, 그 기울기로 전단응력을 계산하는데, 혈관벽 주위의 속도의 동시 측정이 어려우며, 맥동 압력에 의해 변화하는 혈관벽의 위치를 계속 측정하여야 하는 어려움이 있다. 맥동류에서 전단응력을 측정하기 위해서 본 연구실에서는 광색성 염료를 이용한 유동가시화 방법을 개발하여 탄성관 및 인조혈관 문합부에서 벽전

단응력을 성공적으로 측정할 수 있다[7]. 본 연구에서는 광색성 염료를 이용한 유동가시화를 이용하여 정상 유동 및 맥동 유동에서 복부대동맥류 모델에서 혈관 벽 전단응력을 측정하여, 이를 동맥류의 파열의 예측 자료로 사용하고자한다.

실험 방법

전형적인 대동맥류 모델은 Blustein[8]이 제시한 형상으로, 대동맥보다 1.5배 및 2배의 동맥류 최대 직경을 갖는 유리 모델이 제작되었다(그림 1). 이때 동맥류의 반경 $r(z)$ 은 다음과 같이 주어진다.

$$r(z) = \frac{D}{2} + \frac{(D_{\max} - D)}{4} \left(1 + \cos \frac{2\pi z}{L} \right),$$

D: 혈관 직경, D_{\max} : 동맥류 최대 직경, z: 축 방향 길이, L: 동맥류 길이

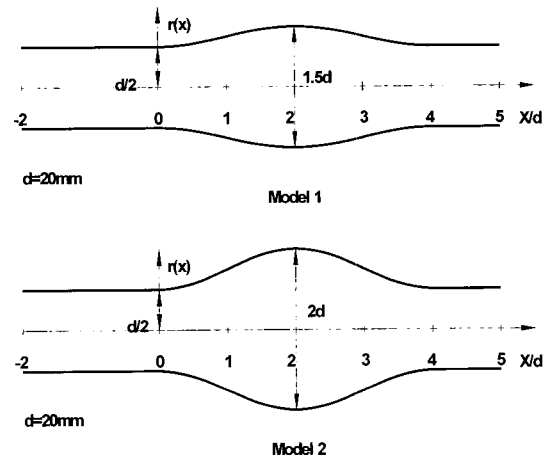
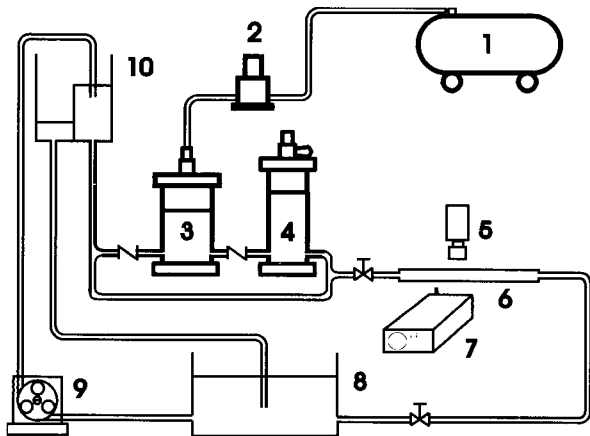


그림 1. 실험에 사용된 복부대동맥류 모델의 제원
Fig. 1. Specifications of Abdominal Aortic Aneurysm Models

정상류 유동 상태의 내부 유동장의 측정을 위하여, 일정 수 두 저수조로 부터 동맥류 모델에 일정한 유량이 공급되도록 정상류 유동 실험장치가 제작되었다. 또한 맥동류 실험을 위해 대동맥 부분의 혈류 파형을 복조할 수 있는 맥동 모의 순환장치가 개발되었다. 모의 순환 장치는 그림 2과 같이 공압에 의해 구동되는 압력통과 체크밸브, 컴플라이언스통, 저항 밸브 등으로 구성되며 컴플라이언스 공기 부피와 저항밸브를 조절하여, 인체에서 발생하는 파형과 유사한 압력 및 유량파를 만들어낸다. 압력은 스트레인게이지 형의 압력계(Druck Inc.)로, 유량은 초음파 유량계(Transonic Inc.)로 측정되어 A-D변환기를 통해 컴퓨터에 저장되었다. 일반적으로 벽전단응력을 측정하는 방법으로는 가열한 금속 필름의 열전달을 이용한 flush mount hot film anemometer (FMHFA)와 벽 근처의 속도 분포를 측정하여 혈관 벽전단응력을 계산하는 방법이 이용된

다. 혈류에 의한 전단응력은 뉴턴성 유체의 경우 속도의 기울기에 점도를 곱함으로 계산된다. 혈액은 비뉴턴성 유체이나 레이놀즈수가 큰 경우는 뉴턴성 유체와 유사한 특성을 나타내므로, 본 연구에서는 혈액을 뉴턴성 유체로 가정하였다. FMHFA는 전단응력의 방향을 판단하기 어려우며, 전단응력이 낮거나, 경계층 박리, 재부착점 주변에서는 측정오차가 크다[9]. 레이저 도플러 유속계(LDV)를 이용한 속도 측정은 광학적으로 속도를 측정함으로써 유동장에 방해물 주지 않는 장점을 갖고 있다. 그러나 벽 근처의 속도 분포를 측정하기 위해서는 여러 위치에서의 속도 측정이 이루어져야하며, 맥동파에 의해 혈관 벽이 움직일 경우에는 벽의 위치를 측정하여 속도 측정부의 벽에서부터의 위치를 속도와 동시에 측정하여야하는 단점이 있다.



- 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

그림 2. 맥동류 모의순환장치의 개략도
Fig. 2. Schematic Diagram of the Pulsatile Mock Circulation Loop

본 연구에서는 광색성 염료를 사용한 유동가시화를 이용하여 동맥류 및 주위 혈관 벽에서의 전단변형률을 측정하였다. 광색성 염료는 특정한 파장의 빛을 받으면 색이 변하는 특성이 있다. 이를 이용하여 유동장 내에 초점이 맞춰진 레이저를 이용하여 자취선을 만들어내고, 이 자취선의 움직임을 화상으로 기록하여 속도 분포를 구한다. 사용되는 광색성 염료로는 TNSB(1',1',3'- trimethyl-6-nitro indoline -2- spiro -2-benzospyran)를 사용하며, 이 염료는 자외선에 의해 자극되므로 337 nm의 파장을 갖는 펄스 자외선 레이저(337ND, Laser Science Inc.)를 사용하였다. 미소 량의 염료가 용해된 투명한 용액에 초점이 맞춰진 펄스 레이저가 순간적으로 조사되면, 레이저가 통과한 위치에 파란색 자취선이 순간적으로 발생한다. 이 자취선은 유체와 함께 움직이는데, 일정 시간 (1-20 msec) 후 자취선의 변위를 CCD 카메라(Pulnix 9701)에 기록한다. 기록된 화상은 프레임 그레버에 의해 디지털이스트된 후 컴퓨터에

서 해석된다. 속도 분포는 자취선의 움직인 거리(변위)를 레이저 조사와 화상 획득의 시차로 나눔으로 계산된다. 자취선은 수초 후 역 광색성 반응으로 사라져, 용액은 다시 투명한 상태가 유지된다. 이 방법을 이용하여 탄성관에서 벽전단응력이 성공적으로 측정된 바 있다[7]. 유동가시화 장치의 개략도는 그림 3에 나타나있다. 자취선의 움직임을 한 방향의 속도의 측정만이 가능하므로 2차원 속도 측정이 불가능하다. 벽전단변형률을 구하기 위해 벽에서 가까운 (1-2mm) 부분의 속도 분포에서 벽에 평행한 속도 성분을 이용하여 벽전단변형률을 계산하였다. 벽 근처에서는 벽면에 수직인 속도 성분이 매우 작으므로, 자취선이 벽에서 평행하게 움직인다고 가정하였다. 이러한 가정을 이용하여 벽전단변형률을 성공적으로 측정된 바 있다. 유동가시화를 이용한 난류의 측정은 반복된 속도의 측정을 이용한 통계적 처리로 속도의 난동 성분 및 그로 인한 응력을 계산할 수 있다. 벽 근처에서는 난동성분이 매우 작으므로 속도 기울기의 반복된 측정으로 평균 벽 전단력을 계산할 수 있다. 본 연구에서는 난류 천이 지역에서 벽 전단력이 측정되었으며, 이 지역에서는 통계적 처리를 이용한 난류 해석이 어렵다. 따라서 본 연구에서는 정량적 난류 성분의 측정은 수행하지 않았으며 난류 천이 지역에서의 난류 발생에 대한 정성적 관찰만이 수행되었다.

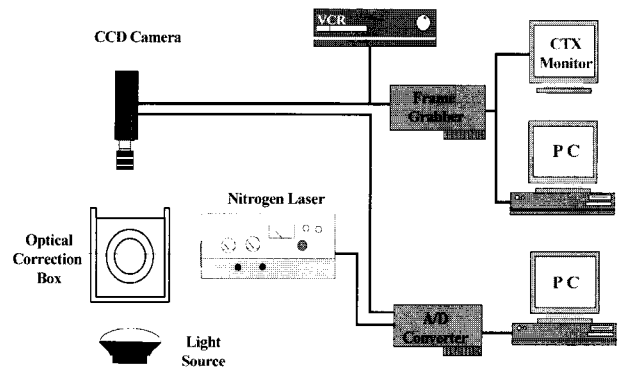


그림 3. 광색성 염료를 이용한 유동가시화 장치의 개략도
Fig. 3. Schematic Diagram of the Flow Visualization System using Photochromic Dye

결 과

1. 정상류 유동에서 벽전단변형률의 측정

동맥류의 최대 직경이 동맥 직경의 1.5배 모델(모델1)과 2배 모델(모델2)에 대하여 광색성 염료를 이용한 유동가시화 방법으로 벽 전단 변형률을 측정하였다. 뉴턴성 유체의 층류 유동장에서는 벽전단 변형률에 점도를 곱하여 벽전단응력이 계산되므로, 전단변형률은 전단응력과 유사한 의미를 갖는다. 모델1에 대하여 레이놀즈수 300, 500, 800, 1000에서 동맥류 벽을 따라 동맥류 입구부 2D전(x=-2D, D:동맥 직경), 동맥류 입구

부, $x=0$), 입구부에서 D 후부 위치($x=D$), 동맥류 최대 확장부 ($x=2D$), 최대확장부 D 후부 위치($x=3D$), 동맥류가 끝나는 위치($x=4D$), 동맥류가 끝나는 위치에서 D 후부 위치($x=5D$)에서 벽전단변형률이 측정되었다(그림 4). 전단변형률은 동맥류 입구부에서 감소하여 최대 확장부 전 위치에서 음의 값을 갖는다. 이 지역은 혈류의 역류에 의한 와류가 형성되는 재순환지역이다. 재순환지역은 Bluestein[8]의 수치해석 결과에 따르면 레이놀즈수가 증가함에 따라 증가하며, 본 실험 결과도 이와 같은 경향을 나타내고 있다. 동맥류의 내경이 감소하면서 벽 전단변형률은 증가하기 시작하여 최대 확장부 후 2D 위치 ($x=4D$, 동맥류가 끝나는 위치)에서 최대값을 갖는다. 이때 벽 전단변형률의 값은 동맥류 전 2D 위치($x=-2D$) 값의 약 1.5배 정도이다. 이 결과는 Bluestein의 수치 해석 값과 유사한 값이다. 레이놀즈수가 1000인 경우 $x=4D$ 와 $5D$ 에서 난류의 발생이 관찰되었으며 이는 같은 위치에서 반복 측정된 전단변형률이 분산되어 나타나고 있음으로 확인하였다. 층류 유동에서 난류 유동의 전이과정에서 발생하는 turbulent burst 때문에 같은 위치에서 반복 측정된 벽전단변형률이 심하게 변화하고 있었다. Asbury 등[6]은 동맥류에서의 난류의 발생은 레이놀즈수가 1800 정도에서 관찰하였으나, 본 실험에서는 이보다 낮은 레이놀즈수에서 난류가 발생하기 시작하였다. 난류의 발생은 유동 상부(upstream)의 조건 및 모델의 형상에 크게 영향을 받으므로, 비교적 작은 레이놀즈수에서도 난류로 전이가 시작될 수 있다.

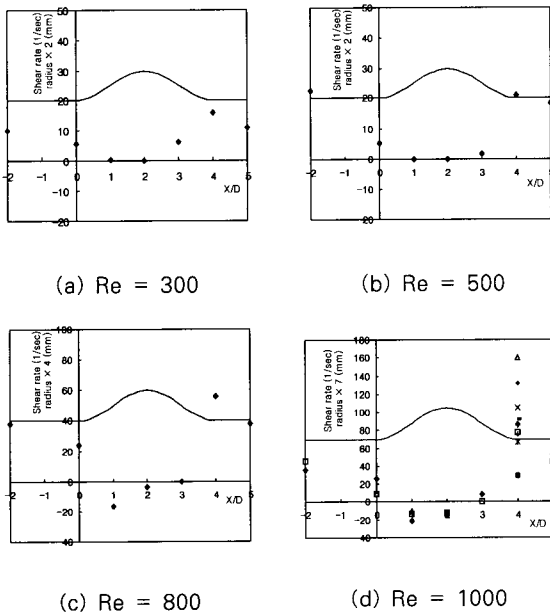


그림 4. 모델 1에서 레이놀즈수의 변화에 대한 벽전단변형률의 분포 그림에서 실선은 모델의 반경, 기호는 전단변형률을 각각 나타낸다.
Fig. 4. Wall Shear Rate Distribution for Different Reynolds Numbers in Model 1. Solid line shows the radius of the model and marks denote the wall shear rate, respectively.

모델2에 대해서 레이놀즈수 300, 500, 800, 1000, 1200, 1500에서 동맥류벽을 따라 $x=-2D, 0, 1D, 1.5D, 2D$ (최대확장부), $2.5D, 3D, 3.5D, 4D, 5D$ 에서 벽전단변형률이 측정되었다(그림 5). 전단변형률은 최대 확장부 후부(downstream)까지 감소하다가 증가하기 시작하여 확장부가 끝나는 $x=4D-5D$ 위치에서 최대값을 갖는다. 이때 벽 전단변형률의 값은 모델1과 유사하게 동맥류 전 2D 위치($x=-2D$) 값의 약 1.5배 정도이었다. 모델1에 비해 모델2는 전단변형률의 최소값을 갖는 위치가 후부로 이동하였으며, 이는 재순환지역이 증가함을 나타낸다. 레이놀즈수가 1200에서 $x=4D$ 위치에서 난류가 발생하는 것이 관찰되었다. 레이놀즈수가 증가함에 따라 난류의 발생은 최대 확장부 후부에서 관찰되었으며, 레이놀즈수가 1800에서는 측정된 모든 위치에서 난류의 형성이 관찰되었으며 이는 Asbury[6]의

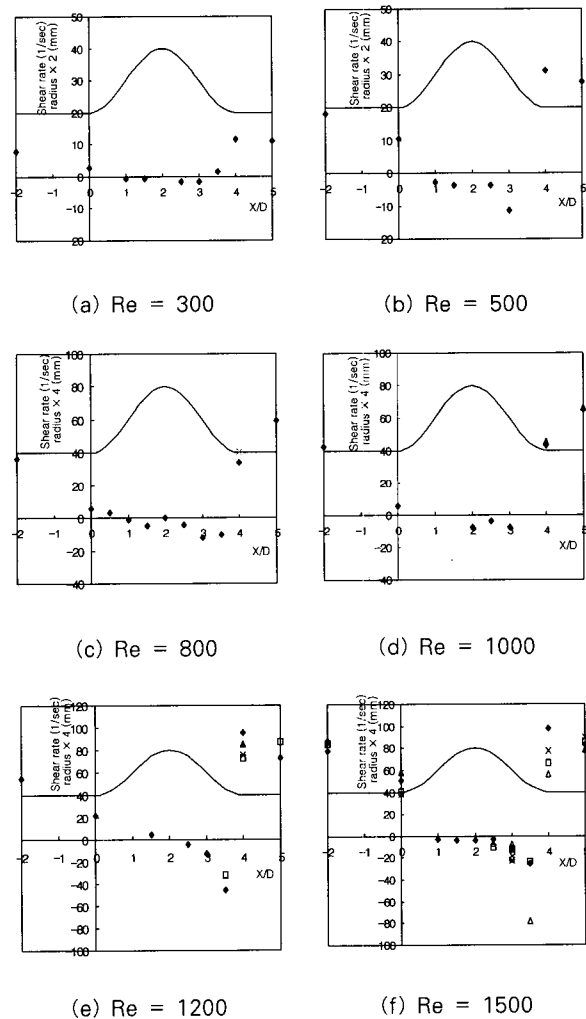


그림 5 모델 2에서 레이놀즈수의 변화에 대한 벽전단변형률의 분포 그림에서 실선은 모델의 반경, 기호는 전단변형률을 각각 나타낸다.
Fig. 5 Wall Shear Rate Distribution for Different Reynolds Numbers in Model 2. Solid line shows the radius of the model and marks denote the wall shear rate, respectively.

결과와 일치한다. 난류에서는 난류와류(turbulent eddy)에 의하여 속도가 순간적으로 변동하게되며, 이는 측정된 전단변형률의 분산으로 알 수 있다. 최대 확장부에서 1.5D, 2D 후부 위치에서 전단변형률의 변화가 심하였으므로, 난류로의 천이가 일찍 시작됨을 예측할 수 있다.

모델2는 모델1에 비해 재순환지역이 증가하였으며, 벽전단변형률이 최소값을 갖는 위치가 후부로 이동하였다. 또한 층류 유동에서는 모델2에서 전단변형률의 최대값을 갖는 위치가 모델1에 비해 후부로 이동되었음을 알 수 있었다. 이는 재순환하는 와류의 중심이 후부로 이동하고 있음을 나타내며 Budwig[7]의 정성적 유동가시화 결과와도 일치한다. 난류의 발생은 모델2에서 더 작은 레이놀즈수에서 발생하리라 예측되었으나, 모델1에서 레이놀즈수 1000 이상에서 심한 난동의 발생으로 속도 측정이 어려웠다. 이는 모델1의 제작 시 발생한 비대칭적 형상에 의한 것으로 예측되며 이러한 결과는 Asbury[6]의 실험 결과에서도 나타난 바 있다. 따라서 모델의 형상은 난류의 발생에 큰 영향을 미치리라 예상된다.

2. 맥동류에서 벽전단변형률의 측정

인체 내에서 혈류의 유동은 심장의 수축 및 이완에 따른 맥동류이며, 혈류의 시간에 따른 변화에 의해 특정 위치에서 전단 응력은 시간에 따라 변화한다. 벽전단응력의 시간에 따른 변화를 측정하기 위해 동맥류 모델을 인체에서 나타나는 혈류 파형과 유사한 맥동류를 발생하는 모의 순환 장치에 삽입하였다. 발생하는 맥동류 유량 파형은 그림 6에 나타나 있으며, 이는 복부대동맥에서 측정된 혈류 파형과 유사하다. 모델1과 2에 대해서 동맥류 입구 2D 전 ($x/D=-2$), 동맥류 입구 1D, 2D(최대 확장부), 3D, 4D, 5D(동맥류 출구 1D 후부) 위치에서 시간에 따른 벽 전단변형률의 변화를 측정하였다(그림 7,8). 동맥류 입구 2D 전 위치에서는 전단변형률 파형이 유량 파형과 유사한 모양을 갖는다. 동맥류 확장부에서는 전단변형률 파형이 심하게 왜곡되며, 그 크기가 작아진다. 최대 확장부를 지나 벽전단변형률은 다시 증가하여 4D(동맥류 출구)위치에서 벽 전단력의 최대값이 증가하고 있으며, 동맥류 출구 후부(5D)에서는 다시 입구 2D 전 위치와 유사한 벽전단변형률 파형을 갖는다.

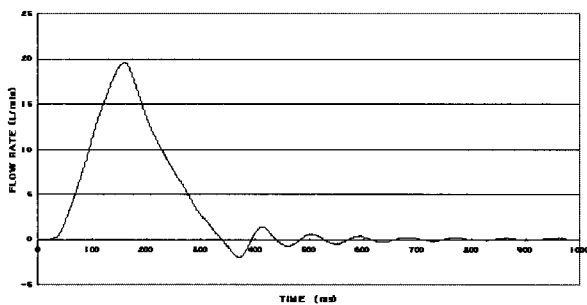


그림. 6 모의순환장치에서 발생한 복부대동맥 유량 파형
Fig. 6. Flow Waveform of the Abdominal Artery generated by the Pulsatile Mock Circulation Loop

모델2는 모델1에 비해 위치에 따른 벽전단변형률의 변화가 심하게 나타났다. 그림에서 데이터의 분포가 나타난 지점은 난류의 발생으로 벽전단변형률이 변화하고 있음을 나타낸다. 난류의 발생은 모델1에서 더욱 심하게 나타났다. 이는 모델의 비대칭성에 의한 영향으로 생각되며, 정상류실험에서도 비슷한 경향을 나타내었다. 동맥류 내부에서는($x=1D,2D,3D$) 벽전단변형률이 시간에 따라 양의 값과 음의 값으로 심하게 변화하게 나타났다.

고찰 및 결론

정상류 실험에서 측정된 벽전단변형률의 위치에 따른 분포를 살펴보면 벽전단변형률은 동맥류 확장부에서 감소하여 최대 확장부 1D 후부까지는 음의 값을 갖고, 그 이후 급격한 증가를 나타내어 최대 확장부 2D 위치에서는 혈관 벽에 비해 1.5 배 이상의 큰 값을 나타냈다. 최대 확장부 후부에서는 위치에

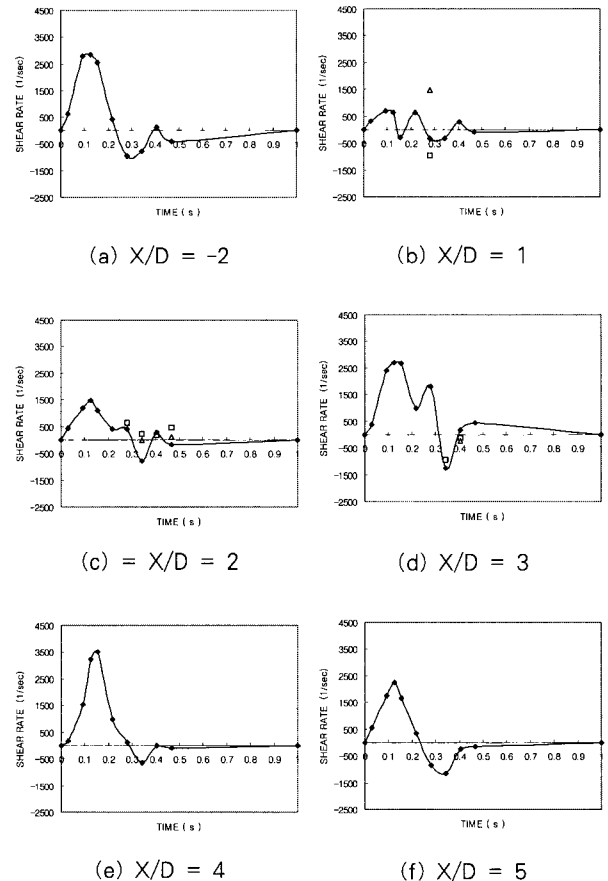


그림. 7 모델 1에서 축방향 위치에 따른 벽전단변형률 파형 x/D 는 무차원 거리이다. (x : 동맥류 확장부로부터 축 방향 거리, D : 동맥 직경)

Fig. 7. Wall Shear Rate Waveform for Different Axial Locations in Model 1 x/D is the dimensionless distance. x : axial distance from the aneurysmal dilatation, D : artery diameter)

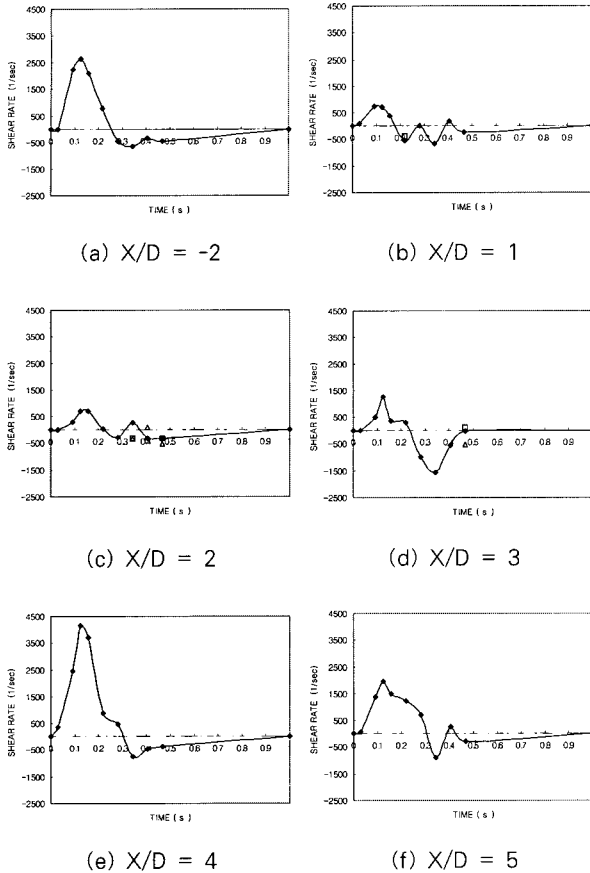


그림 8 모델 2에서 축방향 위치에 따른 벽전단변형률 파형 x/D 는 무차원 거리이다. (x : 동맥류 확장부로부터 축 방향 거리, D : 동맥 직경)

Fig. 8. Wall Shear Rate Waveform for Different Axial Locations in Model 2 x/D is the dimensionless distance. (x : axial distance from the aneurysmal dilatation, D : artery diameter)

다른 전단력의 변화가 크며, 전단력의 방향이 바뀌는 부분도 발생한다. 위치에 따라 전단력이 작용하는 방향이 바뀌면 전단력이 0 되는 위치에서는 전, 후부에 전단력이 반대 방향으로 작용하여 혈관벽의 내피세포는 인장력을 받으며, 이러한 지역에서 혈관벽의 구조 변화가 발생하기 쉽다. 따라서 혈관벽은 한 방향의 일정한 전단력을 받는 일반 혈관과 다른 혈류 유동 환경에서는 혈관벽의 구조 변화 및 혈관벽을 통한 혈액 인자의 전달이 변화되므로 동맥류의 발생 및 파열이 발생하기 쉬운 위치로 지목된다[10,11]. 또한 동맥류 최대 확장부 후부에서 발생하는 재부착점에서는 혈류의 속도가 0이 되는 정체점(stagnation point)이 생기며 이 속도는 정체 압력으로 바뀌어 압력이 최대값을 갖는다. 이 지역이 동맥류의 파열이 발생하기 쉬운 지역으로 추정되며 이는 Muraki 등[12]이 동맥류 최대 확장부 후부는 대동맥류의 파열이 전형적으로 발생하는 위치임을 밝힌 임상적 자료와도 일치한다. 맥동류 실험에서 시간에 따른 전단변형률의 변화를 살펴보면 동맥류 내부에서는 ($x=1D,2D,3D$) 벽전단변형률이 시간에 따라 양의 값과 음의 값

으로 심하게 변화하게 나타나며, 이는 시간에 따라 벽 전단변형률의 방향이 계속 변하고 있음을 나타낸다. 주 유동 방향 반대 방향 전단력의 시간에 대한 적분값을 전단력의 절대값의 시간에 대한 적분 값으로 나눈 지수율 OSI(oscillatory shear index)로 정의하며, 이 값이 커지면 주 유동 방향의 반대 방향으로 작용하고 있는 전단력의 영향이 커짐을 나타낸다. OSI 값은 동맥경화 등의 혈관계 질환과 관계가 있으므로, 동맥류 최대 확장부 후부는 혈관벽의 구조 변화가 발생하기 쉬운 지역으로 예측된다. 동맥류 내벽에 혈전이 형성된 지역에서 동맥류의 파열이 자주 발생한다. 혈전의 형성은 혈액 인자인 혈소판의 침적에 의해 시작되므로 혈소판의 혈관벽 부착은 혈전 형성의 시작 과정이 된다. 혈소판이 응력을 받으면 활성화되어 벽에 더욱 부착되기가 용이하다. 동맥류 후부에서 높은 전단 응력을 받은 혈소판은 재 순환하는 와류에 의해 동맥류 확장부에 갇히게 되며, 낮은 전단 응력을 갖는 재 순환 지역의 혈소판은 혈관벽과 접촉할 시간이 많아져 혈관벽에 부착될 가능성이 커지게 된다. 따라서 동맥류 후부 지역에서 혈전의 형성이 쉽게 발생하리라 예측된다. 복부대동맥류 내부에서는 시간에 따른 전단력의 방향 변화로 인한 (oscillatory) 전단력을 받으므로 혈관벽 구조의 변화가 발생하기 쉬우며 혈전의 형성이 용이하다. 또한 동맥류 최대 확장부 후부에서는 위치에 따른 전단응력의 방향 변화가 크며, 전단력의 방향 변화로 인한 인장력이 작용하고 발생하는 재부착점에서 최대 압력을 받으며 전단력이 최대값을 갖는다. 따라서 동맥류 최대 확장부 후부는 동맥류의 파열이 발생하기 쉬운 지역으로 예측된다.

참 고 문 헌

1. E.F. Bernstein, R.B. Dille, L.E. Goldberger, B.B. Gossink, and G.R. Leopold, "Grow rates of small abdominal aortic aneurysms", Surgery, Vol. 80, pp. 765-773, 1976
2. D.S. Quill, M.P. Logan, and D.S. Summer, "Ultra screening for the detection of abdominal aortic aneurysms", Surg. Clin. N. Am., Vol. 69, pp. 713-720, 1989
3. R.D. Budwig, D. Elger, H. Hooper and J. Slippy, "Steady flow in abdominal aortic aneurysm models", J. Biomech. Eng., Vol. 115, pp. 418-423, 1993
4. T. Schrader, R.A. Peattie, E.I. Bluth and C.E. Comstock, "A qualitative investigation of turbulence in the flow through a model of an abdominal aortic aneurysm", Invest. Radiol. Vol. 27, pp. 515-519, 1992
5. R.A. Peattie, T. Schrader, E.A. Bluth and C.E. Comstock, "Development of turbulent in steady flow through models of abdominal aortic aneurysms" J. Ultrasound Med., Vol. 13, pp. 467- 472, 1994
6. C.L. Asbury, J.W. Ruberti, E.I. Bluth and R.A. Pe-

- attie, "Experimental Investigation of steady flow in rigid models of abdominal aortic aneurysms", *Annals of Biomed. Eng.*, Vol. 23, pp. 29-39, 1995
7. K. Rhee and J.M. Tarbell, "A study on the wall shear rate distribution near the end-to-end anastomosis of a rigid graft and a compliant artery" *J. Biomechanics*, Vol. 27, No. 3, pp. 329-338, 1994
 8. D. Bluestein, L. Niu, R.T. Schoephoerster and M.K. Dewanjee, "Steady flow in an aneurysm model: Correlation between fluid dynamics and blood platelet deposition" *J. of Biomechanical Eng.*, Vol. 118, pp. 280-286, 1996
 9. H.G. Dimopoulos and T.J. Hanratty, "Velocity gradients at the wall for flow around a cylinder for Reynolds numbers between 60 and 360", *J. Fluid. Mech.*, Vol. 33, pp. 303-319, 1968
 10. M. Ojha, "Spatial and temporal variations of wall shear stress within an end-to-side arterial anastomosis model" *J. Biomechanics*, Vol. 26, No. 12, pp. 1379-1388, 1993
 11. R.M. Nerem, "Vascular fluid mechanics, the arterial wall and atherosclerosis", *J. of Biomechanical Eng.*, Vol. 114, pp. 274-282, 1992
 12. N. Muraki, "Ultrasound studies of the abdominal aorta with special reference to hemodynamic considerations on thrombus formation in the abdominal aortic aneurysm" *J. of Japanese College Angiology*, Vol. 23, pp. 401-413, 1983