

대동맥류 내부 혈류 유동 특성에 관한 연구

오태현 · 김성욱 · 이계한

명지대학교 공과대학 기계공학과
(1999년 5월 25일 접수, 1999년 8월 5일 채택)

A Study on the Blood Flow Characteristics in the Abdominal Aortic Aneurysm

T.H. Oh, S.W. Kim, K. Rhee

Department of Mechanical Engineering, Myongji University
(Received May 25, 1999, Accepted August 5, 1999)

요약 : 동맥의 일부분이 팽창하는 동맥류는 높은 사망률을 야기하는 혈관계 질환이다. 동맥류의 발생 및 파열에는 동맥류 내부의 혈류의 유동에 의한 비균벽 진단 응력 및 압력이 주요한 원인 중 하나로 의심되고 있다. 복부대동맥류 내부의 혈류 유동 특성을 밝히기 위해서 동맥류의 최대 확장부가 복부동맥의 1.5배, 2배인 유리 모델속 제작하였다. 정상류 상태에서 다양한 레이놀즈수에 대해서 속도 및 난동도를 입자영상속도계를 이용하여 측정하였다. 경계층 벽으로 인한 재순환 부분이 끝나는 재부착점은 동맥류 최대 확장부 후부에서 발생하였으며, 이 위치는 레이놀즈수의 변화에 따라 바뀌었다. 축방향 속도의 난동은 최대 확장부 후부에서 크게 나타났으며, 이 위치에서 난동에 의한 부가적 응력이 크며 혈관벽 구조변화가 발생하리라 예측된다. 동맥류 내부의 압력분포는 수치해석에 의해 계산되었다. 동맥류 내부 압력은 동맥류의 크기가 증가함에 따라 커졌으며, 압력은 동맥류 최대 확장부 후부에서 발생하는 재부착점에서 최대값을 나타내었다. 동맥류 최대확장부 후부는 압력이 최대값은 가지며, 전단력의 변화 및 난동이 큰 지역이므로 동맥류의 파열이 발생하기 쉬운 지역으로 예측된다.

Abstract : Aneurysm is a vascular disease which causes high mortality rate. The vascular wall stress and pressure, which are caused by blood flow, are suspected as one of the important factors influencing the development and rupture of aneurysm. Two glass abdominal aorta aneurysm models which has maximum dilatation of 1.5 and 2 times of aorta diameter, are constructed in order to study the blood flow characteristics inside the aneurysm. Velocity fields and axial velocity fluctuations are measured using the particle image velocimeter for different Reynolds numbers under steady flow. Reattachment points are observed at the distal sites of the maximum dilatation, and the location of reattachment point is moved as Reynolds number is changed. The axial velocity fluctuations are larger near the distal sites of maximum dilatation. The pressure inside the aneurysm increases as the maximum dilatation increases, and the local maximum is observed near the reattachment point which occurs at the distal sites of the maximum dilatation. Since the pressure, the directional variation of shear stress and turbulent fluctuations are larger near the distal sites of the maximum dilatation, these regions are suspected as the possible aneurysmal rupture sites.

Key words : Abdominal Aortic Aneurysm(복부대동맥류), Hemodynamics(혈류역학), PIV(입자영상속도계), Numerical Analysis(수치해석)

서 론

동맥은 폐동하류는 혈류에 의해 120 mmHg의 압력을 하부에

100,000회 이상 반복적으로 받으며, 이 압력은 동맥의 벽에 약 170,000 dyne/cm 정도의 반복적 인장력으로 작용한다. 여러 원인에 의해 동맥 벽이 확장하여 풍선 모양으로 팽창되는 현상을 동맥류라 하는데, 동맥류는 복부대동맥, 신동맥, 뇌동맥 등에서 발생한다. 동맥류가 발생하면 계속 성장하여 팽창된 부분의 직경이 증가하고 혈관 벽 두께가 감소함에 따라 Laplace의 법칙에 의해 혈관 벽은 더 많은 인장력을 받게된다. 동맥류는 성장 후 혈관벽에 가해지는 응력이 혈관 벽의 강도를 초과하여 혈관이 터지는 경우가 발생하며, 이는 치명적인 사망 원인으로 지

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

통신지자 : 이계한, (449) 728) 경기도 용인시 남동 산 38 2
명지대학교 기계공학과,
Tel. 0335) 330 6426, Fax. 0335) 321 1059,
E-mail : khamhcc@wh.myongji.ac.kr

적되고 있다. 혈류에 의한 혈관벽 응력은 동맥류를 파열시키는 직접적인 응력으로 영향을 미치나, 혈관벽의 구조 변화를 야기시켜 동맥벽의 국소적 취약 부분을 발생하는 간접적 역할도 한다. 동맥류의 발생 원인으로는 노화나 동맥 경화로 인한 혈관벽의 약화, 유전적 생화학적 인자나 혈관벽의 구조적 결함, 바이러스에 의한 감염 등이 지적되고 있으며[1], 그 성장 및 파열에는 동맥류 내의 혈류의 흐름이 영향을 미친다고 알려져 있다[2]. 혈관벽에 영향을 미치는 응력으로는 혈관벽의 수직 방향으로 작용하는 압력과, 수평 방향으로 작용하는 전단응력이 있다. 따라서 동맥류 내의 압력과 혈류의 유동에 의한 전단응력은 혈관벽에 응력을 부가하여 동맥류의 성장 및 파열에 영향을 미친다. 혈류의 유동에 의한 응력은 혈관 벽을 자극하여 혈관벽 구조 변화를 야기하며, 직접적으로 혈관벽에 반복되는 응력을 가하므로 동맥류 파열에 영향을 미친다. 혈관벽에서 응력의 크기 및 분포는 동맥류의 형상에 의해 결정되는 혈류의 유동에 영향을 받는다. 혈류의 유동장이 난류로 전이하면, 난류에 의한 부가적 응력이 작용하게되며, 난류에 의한 압력 및 속도의 난동으로 혈관벽에 진동이 야기되고[3], 이는 혈관벽의 구조를 약화시키는 영향을 미친다. 동맥류의 형상은 조영제를 이용한 X선 촬영, 초음파 이미징 및 CAT (computerized axial tomography)로 진단이 가능하므로, 주어진 동맥류의 형상에 따라 혈류의 유동 변화와 이에 따른 혈류 유동 특성, 난동도 및 압력의 분포는 동맥류의 성장 및 파열의 예측에 중요한 자료가 될 것이다.

동맥류가 가장 많이 발견되는 곳은 복부대동맥이며, 복부대동맥류(Abdominal Aortic Aneurysm, AAA)의 발생은 전 미국 인구의 2.3%에 해당한다[4]. 복부대동맥류는 복부 분지 전에 종선 모양으로 복부대동맥 직경의 1.5에서 4배까지 자라며, 직경이 4 cm 이상이면 동맥류의 파열이 발생하기 쉬우며, 5 cm 이상이면 제거 수술이 시행되나 동맥류의 크기가 작더라도 파열이 발생하는 경우가 종종 발생한다[5]. 동맥류의 파열에 기원을 분석하기 위해서는 동맥류 내의 혈류 유동과 그에 의한 응력을 고려하여야 한다. 혈류에 의한 응력은 동맥류의 성장과 파열에 중요한 영향을 미치므로 이에 관한 연구가 수행되고 있다. Budwig[6] 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, 이들 유한요소법을 이용한 수치해석 결과와 비교하였다. 이 연구는 층류 유동에만 국한되었다. Schrader et al[7], Peattie et al[8]은 color Doppler flow imaging (CDFI)를 이용하여 동맥류에서의 난류 전이에 관한 연구를 수행하였다. Asbury et al[9]은 LDV를 이용하여 난류 영역에서 평균 전단응력, 난동도를 측정하여, 난류에 의해 벽전단응력의 큰 증가를 발견하였다. 그러나 난류의 발생으로 인한 혈류 유동장의 변화와 동맥류 내부 압력 측정에 관한 연구 내용이 부족하다. 동맥류에 성장 및 파열에 영향을 미치는 혈류역학적 요소는 벽전단응력, 난류에 의한 응력, 와류의 형성, 압력의 변화 등이 지적되고 있다. 따라서 본 연구는 대동맥류 모델 내부의 혈류

속도, 난동 및 압력 분포를 측정하여, 혈류 유동 특성에 따른 동맥류의 파열 위치를 예측하고자 한다.

실험 방법

전형적인 대동맥류 모델은 Blustein[10]이 제시한 형상으로, 대동맥 보다 1.5배(모델1) 및 2배(모델2)의 동맥류 최대 직경을 갖는 유리 모델이 제작되었다(그림 1). 이때 동맥류의 반경 $r(z)$ 은 다음과 같이 주어진다.

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

d: 혈관직경, D: 동맥류 최대 직경, z: 축 방향 길이, L: 동맥류 길이

정상류 유동 상태의 내부 유동장의 측정을 위하여, 일정 수 두 저수조로 부터 동맥류 모델에 일정한 유량이 공급되도록 정상류 유동 실험장치가 제작되었다. 실제 동맥류 내부의 유동은 심장의 수축 및 이완에 따른 맥동 유동의 특성을 갖으나, 실험시 난류 측정의 어려움으로 정상류 유동장에 대해서 연구가 수행되었다. 정상류 유동 특성은 맥동류 유동과 다른 유동 특성을 갖으나 맥동류 유동 시에 발생하는 다양한 유량에 대해 정상 유동 실험을 수행하여 준평형 상태에서의 유동 특성을 관찰하였다.

동맥류 내부의 속도 측정을 위해 입자영상속도계(TSI Inc.)를 사용하였다. 입자영상속도계는 유동장에 미소한 입자를 섞은 후 속도를 측정하고자 하는 평면에 원통형 렌즈를 이용하여 평면 광을 조사한다. 평면내의 입자의 움직임을 화상으로 기록하여 속도장을 구한다. 본 연구에서는 유동장을 미세한 면적(interrogation cell)으로 나눈 후, 연속으로 획득한 두 화상에서 입자 분포의 상호상관관계(cross correlation)를 이용하여 속도장을 계산하였다[11]. Interrogation area는 64 pixel x 12 pixel (1 pixel=100 μ m)로 설정하고 두 화상간의 획득 시차는 층류

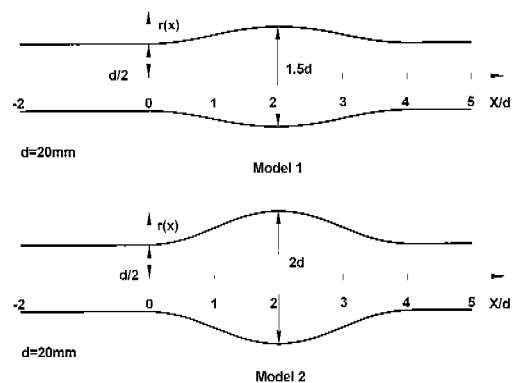


그림 1. 실험에 사용된 대동맥류 모델의 제원
Fig. 1. Specifications of the abdominal aorta aneurysm models

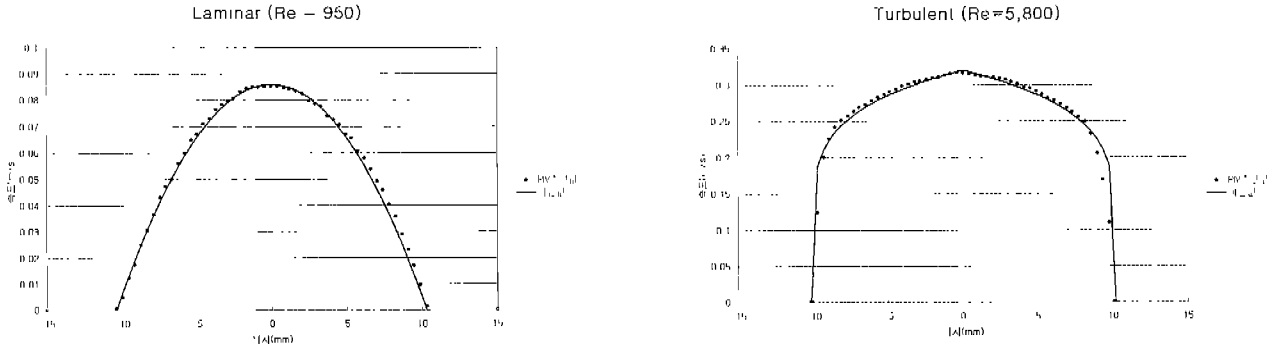


그림 2. 완전 발달된 관 내부 유동에서 PIV를 이용한 측정 속도와 이론 속도의 비교
 Fig. 2. Comparison of theoretical and measured velocity profiles in fully developed tube flows

유동에서는 5-10 msec, 난류 유동에서는 0.5-2 msec로 설정하였다. 난류의 해석은 획득된 30-40개의 속도장을 통계 처리하여 난동도 등을 계산하였다. 입자영상속도계를 사용한 속도측정을 위해서 유동장을 미소 면적으로 나누어 각 cell 내부 입자 분포의 상관 관계를 이용하여 속도를 구한다. 각 cell에는 충분한 입자가 포함되어야 하며, 미소한 입자를 사용하여도 빛의 산란으로 화상에서는 30-50 micron 정도의 입자크기를 가지므로, cell의 최소 면적과 그에 따른 속도 측정의 공간 해상도에 제한을 받는다. 따라서 입자영상속도계로는 속도변화가 심한 벽 주변에서 벽 전단 응력의 계산이 어렵다. 또한 각 cell의 유한한 크기 때문에 난류에 의한 미소 와류의 측정이 어려우므로 난류 유동장에서 거시적 유동 특성의 해석만이 가능하다. 입자 속도영상계의 정확도를 검증하기 위해 완전 발달된 직관 내부의 층류 및 난류 유동장을 측정하여 층류유동에서는 이차원 속도분포, 난류의 경우는 맥함수법칙의 이론 해와 비교하였다. 측정된 속도분포는 이론 해와 잘 일치하였다(그림 2).

동맥류 벽에서의 압력은 벽에 작용하는 수직 응력으로 동맥류의 파열에 영향을 미치는 중요한 혈류역학적 변수이다. 동맥류 벽에서의 압력을 측정하기 위해서는 동맥류 내벽을 따라 여러 지점에 압력 측정용 구멍을 내고 pressure transducer를 이용하여 압력을 측정하여야 한다. 압력 측정 구멍의 크기 때문에 위치에 따른 급격한 압력 분포의 변화를 측정하기 어렵고, 미세한 압력의 측정도 어렵다. 따라서 본 연구에서는 수치해석을 이용하여 정상류에서 동맥류 내부의 유동장을 해석하여, 속도 및 압력 분포를 계산하였다. 수치해석에는 유한체적법을 이용한 상입용 소프트웨어 STAR-CD (Computational Dynamics Inc.)를 사용하였다. 모델은 축대칭을 가정하여 축 방향 100개, 반경 방향 10개, 원주 방향 10개의 등 간격 격자를 사용하였다. 경계 조건은 혈류 유입부에는 입구경계, 유출부는 압력경계, 대칭부는 대칭경계 조건을 주었다. 수치해석 방법은 유한체적법을 사용한 SIMPLE algorithm을 사용하였으며 난류 모델은 k-ε 모델을 사용하였다. 수치해석에는 비교적 coarse한 격자를 사용하였으므로, 난류 성분의 계산은 수행되지 않았으며 난류 계산의 정확도를 검증하지 못하였다. 그러나 완전 발달된 직관

내부의 유동을 해석한 결과 속도 분포는 이론해와 잘 일치함을 보였다.

결과 및 고찰

입자영상속도계를 이용하여 동맥류 내부의 신반적인 유동 특성과 난류를 측정하였다. 모델1과 모델2에서 레이놀즈수 500, 1000, 3000, 5000에 대해 속도장을 측정하였다. 이 레이놀즈수는 인체 내 복부대동맥에서 관찰되는 전형적인 범위이다. 입자영상속도계는 2차원 속도장을 측정하므로 모델을 축 대칭으로 가정하고 모델 중심 평면의 속도장을 측정하였다. 난류는 레이놀즈수 1000이상에서 발생하므로, 레이놀즈수 3000, 5000인 경우 동일 유동장의 속도분포 3회 반복 측정하여 난류 성분을 계산하였다. 난류성분으로는 주 유동 방향인 축 방향 속도의 난동도만을 계산하였다. 층류 유동에 대해서는 속도 벡터와 속력 contour를 난류 유동에 대해서는 속도벡터와 난동도 contour를 그림 3과 그림 4에 나타내었다. 그림에서 x=50mm 위치가 최대 확장부이며, 속도 및 난동도의 단위는 m/sec이다.

신반적인 속도 분포는 중심부의 주 유동부와 확장된 동맥류 부분의 정체 지역으로 나뉘어진다. 층류 유동에서는 레이놀즈수가 증가함에 따라 재순환 지역이 증가하나, 난류 유동에서는 레이놀즈 수의 증가에 따라 재순환부분이 감소하였다. 유동장이 난류인 경우 중심 부분의 속도 분포는 더욱 균일한 분포를 나타냈다. 모델1에서는 중심 부분 속도가 아래로 치우치게 나타났으며, 이는 제작된 모델이 완전 축 대칭을 이루지 못하고, 아래 부분이 덜 확장되게 제작되었기 때문이다. 재순환 부분이 끝나는 reattachment 지점은 레이놀즈수의 변화에 따라 계속 이동하게 된다. 동맥류가 모델에 가하여 졌을 때, 동맥류 최대 확장부 후부의 reattachment 위치가 시간에 따라 변화하며, 이에 따라 동맥 벽은 변화가 심한 전단력을 받게 된다. 변화가 심한 전단응력을 받는 혈관벽은 내피세포의 기능을 변화시키므로, 혈관 벽의 구조 변화가 발생하기 쉬운 지역으로 예측된다 [12].

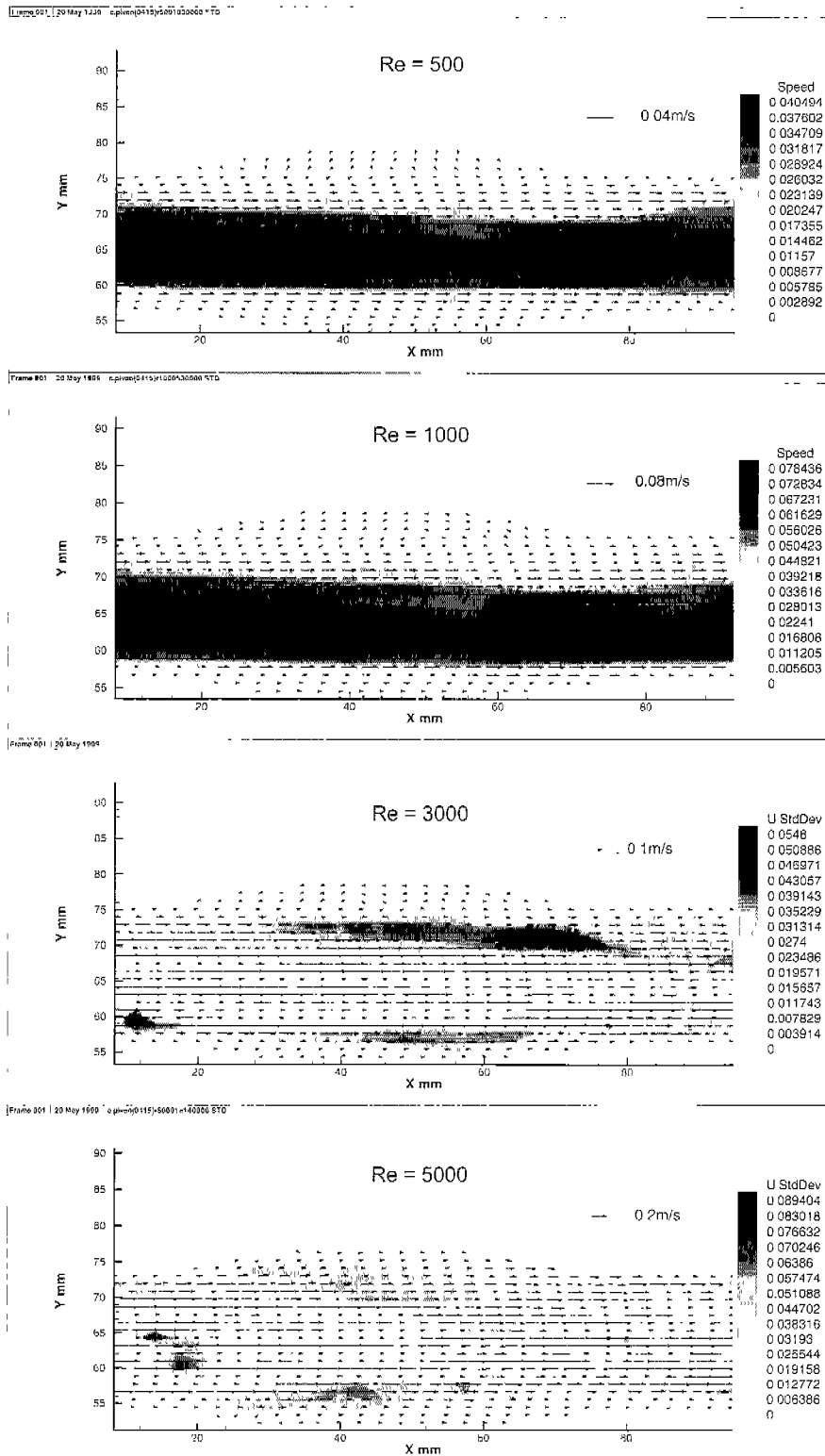


그림 3. 모델1에서 레이놀즈수의 변화에 따른 속도벡터 및 속력(층류 유동), 축방향 속도의 난동도(난류 유동) contours
 Fig. 3. Velocity vectors and speed(laminar flow), axial velocity fluctuation(turbulent flow) contours for different Reynolds numbers in model 1

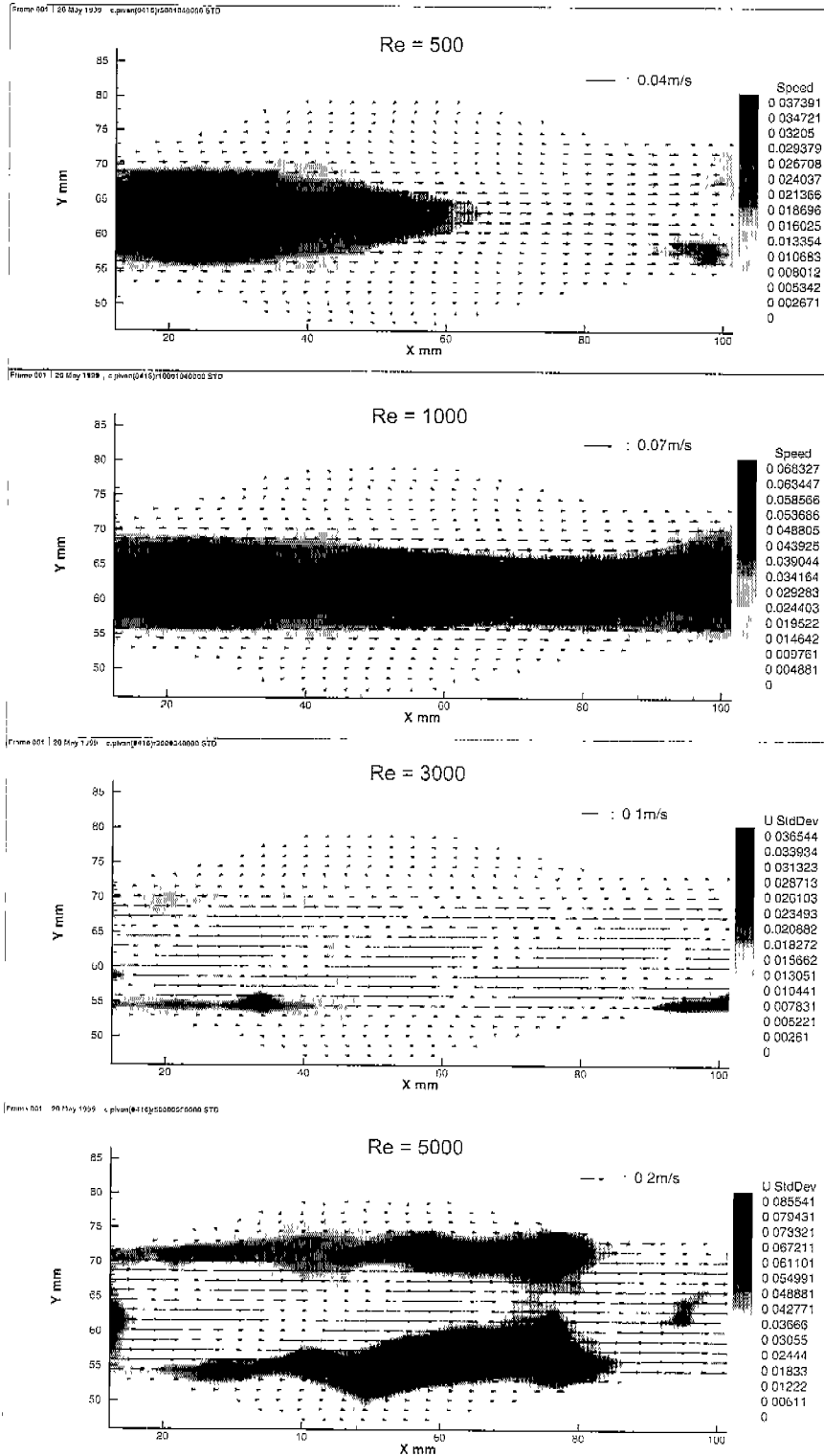
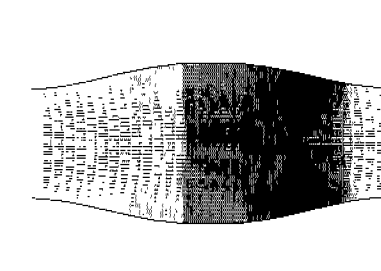
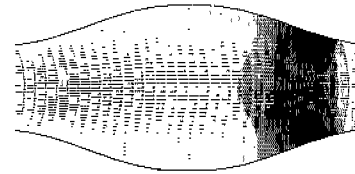
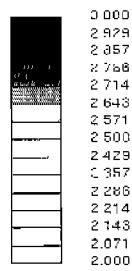


그림 4. 모델2에서 레이놀즈수의 변화에 따른 속도벡터 및 속력(층류 유동), 축방향 속도의 난동도(난류 유동) contours

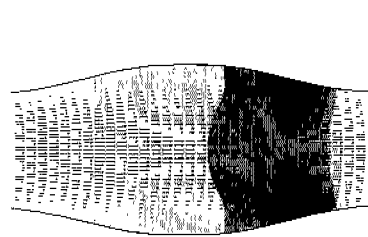
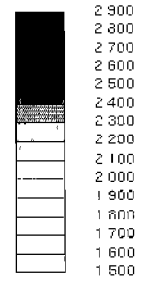
Fig. 4. Velocity vectors and speed(laminar flow), axial velocity fluctuation(turbulent flow) contours for different Reynolds numbers in model 2



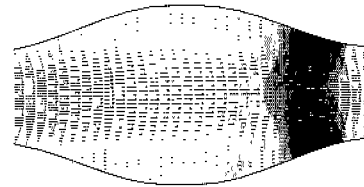
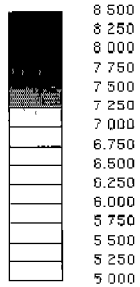
(a) Re 500



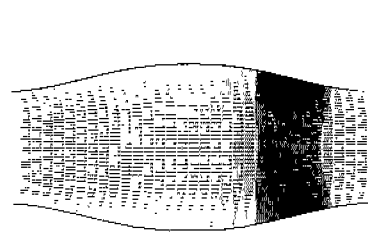
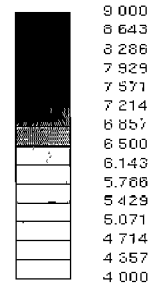
(a) Re 500



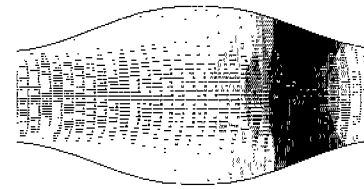
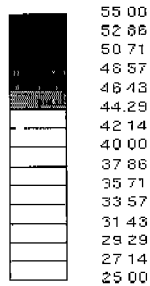
(b) Re 1000



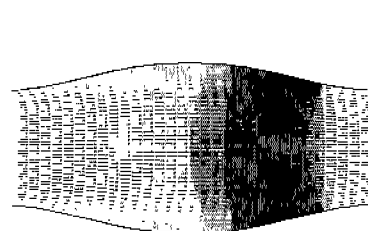
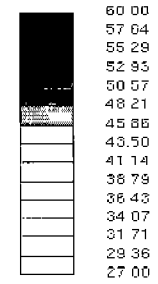
(b) Re 1000



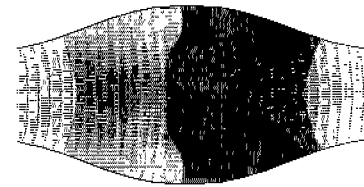
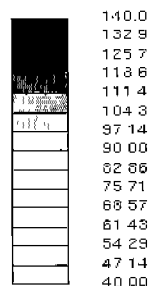
(c) Re 3000



(c) Re 3000



(d) Re 5000



(d) Re 5000

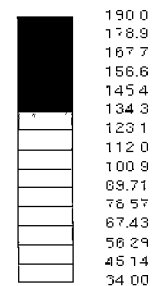


그림 5. 모델1에서 레이놀즈수의 변화에 따른 속도벡터 및 압력 contour (압력 단위는 Pascal)

Fig. 5. Velocity vectors and pressure contours for different Reynolds numbers in model 1. (Unit of pressure is Pascal)

그림 6. 모델2에서 레이놀즈수의 변화에 따른 속도벡터 및 압력 contour (압력 단위는 Pascal)

Fig. 6. Velocity vectors and pressure contours for different Reynolds numbers in model 2 (Unit of pressure is Pascal)

난동도는 레이놀즈수의 증가에 따라 커지며 최대 확장부 후부 1d (d: 동맥 직경) 부분에서 높은 난동도를 관찰하였으며 Asbury[9]의 결과와도 일치한다. 모델2는 모델1에 비해 더 큰 확장부를 가지므로 난동이 심하리라 예상했으나, 레이놀즈수 3000에서는 모델1의 난동도가 더 크게 나타났다. 이는 모델의 비 대칭성에 기인하리라 예상되며, 모델의 비 대칭성은 난류 발생에 큰 영향을 미친다[8]. 난류에 의한 부가적 응력 및 속도의 변화는 혈관벽의 기능 및 구조를 변화시키는 원인이 될 수 있으므로 동맥류 등 혈관벽 질환이 발생하기 쉬운 위치로 지목되며, 난류에 의한 부가적 응력으로 인한 동맥류 파열의 발생 가능성이 높은 지역이다.

실험에 의한 동맥류 내부의 압력 측정은 공간해상도 및 압력계의 정확도가 충분하지 않아 미소한 압력 변화를 측정하기 어려웠으므로, 수치해석을 이용하여 동맥류 내부 압력분포를 계산하였다. 실험에 사용한 모델과 같은 형상의 축 대칭 동맥류 모델을 구성하여 상업용 전산유체역학 코드(STAR CD)를 사용하여 수치해석을 수행하였다. 레이놀즈수 500, 1000인 총류 유동과 3000, 5000인 난류 유동장에 대해 수치해석을 수행하였다(그림 5,6).

동맥류 확장부의 속도 분포를 관찰하면, 총류 유동에서 레이놀즈수가 500에서 1000으로 증가함에 따라 재순환지역(recirculation zone)이 증가하였다. 그러나 난류 유동에서는 레이놀즈수의 증가에 따라 재순환지역이 작아졌다. 동맥류 내부의 압력은 동맥류 입구부터 증가하여 동맥류의 직경이 감소하는 위치(3d, 최대확장부에서 약 1d 후부)에서 최대 값을 갖고, 그 이후 압력이 급하게 감소하였다. 레이놀즈수가 1000 이상 되는 경우는 약 3d 벽근처 위치에서 국소적인 압력 최대값이 나타났다. 이 위치는 동맥류 확장부에서 재순환하는 유동이 벽으로 재부착되는 (reattachment) 위치를 나타낸다. 재 부착되는 위치는 레이놀즈수가 증가함에 따라 조금씩 유입부 방향으로 이동되고 있다. 레이놀즈수가 5000인 경우에는 동맥류 입구부 벽에서 압력이 최소화되는 지점이 나타나는데 이 지점은 경계층이 박리되는 separation point를 나타낸다. 이러한 압력 변화는 Blustein[10]의 수치 해석 결과와도 일치한다.

동맥류 확장부 내부의 압력 분포를 계산한 결과 동맥류 내부의 압력은 혈관부에 비해 크게 나타났으며, 동맥류가 더욱 팽창함에 따라 압력이 증가함을 알 수 있다. 압력의 변화에 따른 동맥류의 발생 및 파열에 관한 정량적 연구는 수행된바 없으나 Kojima[13] 등은 동물 실험을 통해 혈관 분지에서 압력이 최대 값을 갖는 지역에서 혈관 중막의 결손을 관찰한 바 있다. 동맥류 최대 확장부 후부의 reattachment 위치에 발생하는 압력의 최대 지역은 동맥류의 파열이 발생하기 쉬운 지역으로 예상되며 이는 Muraki[14] 등이 동맥류 최대 확장부 후부는 대동맥류의 파열이 전형적으로 발생하는 위치임을 밝힌 임상적 자료와도 일치한다. 재부착점의 위치는 모델2의 경우 총류 유동에서는 레이놀즈수가 500에서 100으로 증가함에 따라 최대확장부 1.5d에서 1.7d로 증가하나 난류 유동에서는 레이놀즈수가 3000에서 5000으로 증가함에 따라 최대확장부 1.5d에서 1.1d로 감

소하였다.

결 론

동맥류 내부 유동을 입자영상속도계로 측정된 결과 총류 유동에서는 레이놀즈수의 증가에 따라 재순환 지역이 증가하나 난류 유동에서는 오히려 감소하게 나타났다. 이는 수치해석의 결과와도 일치하였다. 재순환 부분이 끝나는 reattachment 지점은 동맥류 최대 확장부 후부에서 발생하며 레이놀즈수의 변화에 따라 이 위치가 바뀐다. 맥동류에서는 reattachment 위치가 시간에 따라 변화하며, 이에 따라 동맥 벽은 변화가 심한 전단응력을 받게 되리라 예상된다. 변화가 심한 전단력은 동맥류 내피세포의 기능을 변화시키므로, 혈관벽의 구조 변화가 발생하기 쉬운 지역으로 예측된다. 축 방향 속도의 난동은 최대 확장부 이후에서 크게 나타났다. 난류에 의한 부가적 응력 및 속도의 변화는 혈관벽의 기능 및 구조를 변화시키는 원인이 될 수 있으므로 동맥류 등 혈관벽 질환이 발생하기 쉬운 위치로 지목되며, 난류에 의한 부가적 응력으로 인한 동맥류 파열이 발생 가능성이 높은 지역이다. 수치해석을 이용한 동맥류 내부 유동장의 계산 결과 동맥류 내부의 압력은 혈관부에 비해 크게 나타났으며, 동맥류가 더욱 팽창함에 따라 압력이 증가함을 알 수 있다. 이는 압력의 증가에 따라 동맥류의 파열이 발생하기 쉬움을 나타낸다. 동맥류 최대 확장부 후부는 압력의 최대값을 가지며, 전단응력의 변화 및 난동이 큰 지역이므로 동맥류의 파열이 발생하기 쉬운 지역으로 예상된다.

참 고 문 헌

1. K. Johansen, "Aneurysms" Sci. Am. Vol. 247, pp. 110- 122, 198
2. H.J. Steiger, "Pathophysiology of development and rupture of cerebral aneurysms" Acta Neurochir. Suppl (Wien), Vol. 48, pp. 1-57, 1990
3. M.R. Roach, "Poststenotic dilatation in arteries" D.H. Berget, H. Dereck (ed), Cardiovascular Fluid Dynamics, 2. Academic Press, London, pp. 111-137, 1972
4. 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
5. E.F. Bernstein, R.B. Dilley, L.F. Goldberger, B.B. Gosink, and G.R. Leopold, "Growth rates of small abdominal aortic aneurysms", Surgery, Vol. 80, pp. 765-773, 1976
6. 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
7. 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
8. R.A. Peattie, T. Schrader, E.A. Bluth, and C.E. Comstock, "Development of turbulent in steady flow through of abdominal aortic aneurysms" J. Ultrasound Med., Vol. 13, pp. 467- 472, 1994
 9. C.L. Asbury, J.W. Ruberti, E.I. Bluth, and R.A. Peattie, "Experimental Investigation of steady flow in rigid models of abdominal aortic aneurysms. *Annals of Bio med Eng.*," Vol. 23, pp. 29-39, 1995
 10. D. Bluestein, L. Niu, R.T. Schoephoerster, and M.K. Dewanjee, "Steady flow in an aneurysm model : Correlation between fluid dynamics and blood platelet depo" J. of Biomechanical Eng, Vol. 118, pp. 280-286, 1996
 11. R.J. Adrian, "Particle imaging techniques for experimental fluid mechanics", *Ann. Rev. Fluid Mech.*, Vol. 23, pp. 261-304, 1991
 12. R.M. Nerem, "Vascular fluid mechanics, the arterial wall and atherosclerosis", *J. of Biomechanical Eng.*, Vol. 114, pp. 274-282, 1992. M. Kojima, H. Handa, N. Hashimoto, C. Kim and F. Hazama, "Early changes of experimentally induced cerebral aneurysm in rats : Scanning electron microscopy study" *Stroke*, Vol. 17, No. 5, pp. 835-841, 1986
 14. 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