

## 코일 위치에 따른 측방 동맥류 내부 혈류 유동의 변화

이계한 · 송계웅 · 변홍식\*

명지대학교 공과대학 기계공학부, \*삼성의료원 영상의학과

(2002년 7월 25일 접수, 2002년 10월 4일 채택)

### The Change of Flow Characteristics in Lateral Aneurysm Models for Different Coil Locations

Kyehan Rhee, Gye Woong Song, Hong Sik Byun\*

Department of Mechanical Engineering, Myongji University, \*Department of Radiology, Samsung Medical Center

(Received July 25, 2002. Accepted October 4, 2002)

**요약**: 코일을 이용한 동맥류 색전술은 동맥류 내부에 코일을 삽입하여 혈류 유동의 정체를 유도하여 혈전을 형성시키므로 동맥류를 폐색하는 방법이다. 코일을 이용하여 동맥류를 부분 폐색할 경우 동맥류의 폐색 위치에 따라 동맥류 내부의 유동 특성이 변하며, 이는 동맥류 내부의 혈전 형성에 영향을 미칠 수 있다. 본 연구에서는 내경 동맥에서 발생한 측방 동맥류에 코일로 인한 부분 폐색이 발생할 경우, 부분 폐색 위치 및 내경 동맥의 곡률 반경의 변화에 따른 동맥류 내부 혈류 유동의 변화를 생체의 모델 실험을 이용하여 측정하여, 효율적인 동맥류 폐색 위치를 제시하고자 한다. 내경 동맥에서 발생한 측방 동맥류 내부에 코일을 동맥류 천정 근위부, 천정 원위부, 목 근위부 및 목 원위부에 각각 삽입하여 폐색 위치가 다른 모델을 제작하여, 입자영상속도계를 이용하여 속도장을 측정하였다. 동맥류 주머니의 원위부 폐색은 근위부 폐색에 비해 동맥류 내부로의 유입되는 유동이 적었으므로 동맥류 원위부 폐색이 혈전의 형성 및 동맥류 색전에 효율적임을 나타냈다. 동맥류 목 원위부 폐색은 천정 원위부 폐색에 비해 동맥류 내부로 혈류 유입을 효율적으로 차단하였으므로, 목 원위부 폐색이 동맥류 색전에 가장 효율적인 위치임을 알 수 있었다.

**Abstract**: Aneurysm embolisation method using coils have been widely used. Micro coils are introduced via a small catheter, and are packed inside of aneurysm sac, which induces intraaneurysmal flow stagnation and thrombus formation. When partial blocking of an aneurysm is inevitable, the location of coils is important since it changes the flow patterns inside the aneurysm, which affect the embolisation process. We measured the flow field inside the partially blocked lateral aneurysm models in vitro, and tried to suggest the effective locations of coils for aneurysm embolisation. Velocity fields are measured using a particle image velocimeter for different coil locations- proximal neck, distal neck, proximal dome and distal dome. Flow into the aneurysm sac was significantly reduced in the distally blocked models, and coils at distal neck blocked inflow more effectively comparing to those at distal dome. This study suggests that distal neck should be the most effective location for aneurysm embolisation.

**Key words**: 측방 동맥류 (Lateral Aneurysm), 코일 색전술 (Coil Embolisation), 혈류역학 (Hemodynamics), 입자영상 속도계(PIV)

## 서 론

동맥류는 동맥의 일부분이 풍선 모양으로 부풀어 나는 혈관계 질환이다. 동맥류는 발생한 후, 성장하여 파열하는 경우가 발생하는데, 특별히 뇌혈관에서 발생한 동맥류의 파열은 지주막하 출혈을 야기하여 높은 사망률을 나타내고있다[1]. 동맥류

는 혈관의 전체가 부풀어 나는 방추형으로 발생하기도 하며, 혈관에 주머니 모양으로 발생하기도 한다. 주머니 모양으로 발생하는 동맥류는 혈관의 휘어진 측면에 발생하는 측방동맥류와 혈관 분지부 정점에 발생하는 종단동맥류 등으로 구분된다. 동맥류의 치료 방법으로는 수술적 방법과 방사선 과학을 이용한 중재적 시술방법이 사용되고 있다. 수술적 방법은 두개골을 절개하고 동맥류 목 부분을 봉합하거나, 클립을 이용하여 폐색하는 방법으로, 동맥류 폐색의 성공률이 높으나, 수술의 어려움 및 수술로 인한 합병증 등이 문제로 제기된다[2]. 방사선 과학을 이용한 중재적 시술 방법은 가는 도관을 환자의 혈관에 삽입하여, 동맥류 주머니 내부에 위치시키고 도관을 통하여 색전

통신저자: 이계한, (449-728) 경기도 용인시 남동 산 38-2

명지대학교 공과대학 기계공학부

Tel. (031)330-6426, Fax. (031)321-4959

E-mail. kxanrhee@mju.ac.kr

물, 풍선, 미세 코일 등을 이용하여 동맥류 내부를 폐색하는 방법이다. 최근에는 GDC(Guglielmi detachable coil)을 동맥류 주머니 내부에 채우므로, 동맥류 내부의 혈류 정체를 유도하여 동맥류를 폐색하는 동맥류 색전술이 널리 사용되고 있다[3].

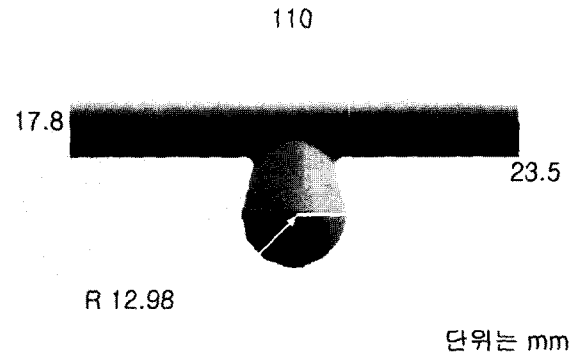
코일을 이용한 동맥류 색전술은 동맥류 내부에 코일을 삽입하여 혈류 유동의 정체를 유도하여 혈전을 형성시키므로 동맥류를 폐색하는 방법이다. 동맥류의 폐색 과정에는 다양한 혈액 인자, 혈관벽의 기능 변화 등이 관여하나, 동맥류 내부의 혈액의 유동은 혈전 형성에 영향을 미치는 중요한 인자이다. 혈액의 정체는 혈전 형성에 영향을 미치는 중요한 혈류역학적 요인이며, 혈류 유동에 의한 혈관벽 전단응력은 혈관벽의 기능 변화를 발생하여, 혈전 형성에 영향을 미친다. 따라서 코일을 삽입한 후 동맥류 내부의 유동 변화에 관한 많은 연구가 수행되었다[4]. 목이 넓은 광경 동맥류나, 크기가 큰 거대 동맥류를 코일로 치료할 경우 동맥류 주머니 내부를 완전히 코일로 채우기 어려운 경우가 발생하여, 부분 폐색으로 인한 동맥류의 재발 및 파열이 보고되고 있다[5]. 코일을 이용하여 동맥류를 부분 폐색할 경우 동맥류의 부분 폐색 위치에 따라 동맥류 내부의 유동 특성이 변하며, 이는 동맥류 내부의 혈전 형성에 영향을 미칠 수 있다. 또한 동맥류가 발생한 모혈관의 형상에 따라 동맥류로 유입되는 유동 특성이 변하므로, 모혈관의 형상에 따라 효율적인 동맥류 폐색을 위한 코일의 위치가 변할 수 있다. 따라서 본 연구에서는 내경 동맥에서 발생한 측방 동맥류에 코일로 인한 부분 폐색이 발생할 경우, 부분 폐색 위치 및 내경 동맥의 곡률 반경의 변화에 따른 동맥류 내부 혈류 유동의 변화를 생체의 모델 실험을 이용하여 측정하여, 효율적인 동맥류 폐색 위치를 제시하고자 한다.

**실험 방법**

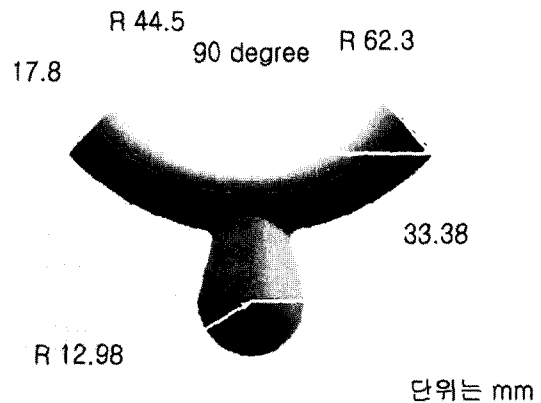
동맥류가 자주 발생하는 내경 동맥에서 발생한 측방 동맥류 모델을 선정하였다. 내경 동맥과 동맥류의 형상은 개인에 따라 모양과 크기가 다르므로, 환자의 혈관 조영술을 이용하여 측정된 동맥류의 크기의 자료를 이용하여[6] 평균값을 갖는 측방 동맥류 모델을 제작하였다. 동맥류의 목너비는 3.1 mm, 장직경 5.3 mm, 높이 5.3 mm이고, 직경이 3.6 mm인 내경 동맥의 측방에 발생한 동맥류 모델이다. 모혈관의 형상에 따른 동맥류 내부 유동 특성을 관찰하기 위하여, 휘어진 모혈관의 측방에 동맥류가 발생한 모델과 직선형 모혈관의 측방에 발생한 동맥류 모델을 각각 모델링하였다. 모혈관의 반경과 휘어진 모혈관의 곡률 반경의 비는 0.17이다. 모델의 3차원 형상 자료를 이용하여 급속 조형법(Rapid Prototype, RP)으로, 실제의 형상보다 5배 큰 모델을 제작하였다(그림 1). 유동가시화를 위하여 RP모델을 이용하여 투명한 실리콘 모델을 제작하였다. RP 모델을 사각형 아크릴 박스에 삽입하고, 실리콘 수지를 부어 RP 모델의 암몰드를 제작하였다. 실리콘 암몰드 내부에 왁스를 부어 RP모델과 같은 형상의 왁스 모델을 제작하였다. 이 모델에 투명한 실리콘 수지 (Sylgard 184, Dow-Corning Co.)를 부은

후 왁스를 녹여내어, 투명한 실리콘 상자 내부에 모델의 형상이 파여 있는 실리콘 모델을 제작하였다. 제작된 모델은 혈관과 같은 탄성은 없으나, 뇌혈관은 일반적으로 다른 혈관에 비해 탄성도가 적으므로, 혈관벽의 반경 방향 운동은 모델 내부 유동에 큰 영향을 미치지 않는다고 가정하였다[7]. 코일이 삽입된 모델을 제작하기 위하여, 직경이 0.5 mm인 투명 플라스틱 선을 구형(직경 17 mm)으로 뭉쳐서 동맥류 주머니 내부에 삽입하여 모델을 제작하였다. 코일은 동맥류 천정 근위부(proximal dome), 천정 원위부(distal dome), 목 근위부(proximal neck) 및 목 원위부(distal neck)에 각각 삽입하여 부분 폐색 위치가 다른 모델을 제작하였다.

제작된 모델은 공압식 심실보조기로 구동되는 모의 순환장치에 삽입되었다. 유량은 초음파 유량계(TM 501, Transonic



(a) Lateral aneurysm model with a straight mother vessel



(b) Lateral aneurysm model with a curved mother vessel

그림 1. 측방 동맥류 모델의 제원  
Fig. 1. Dimensions of lateral aneurysm models

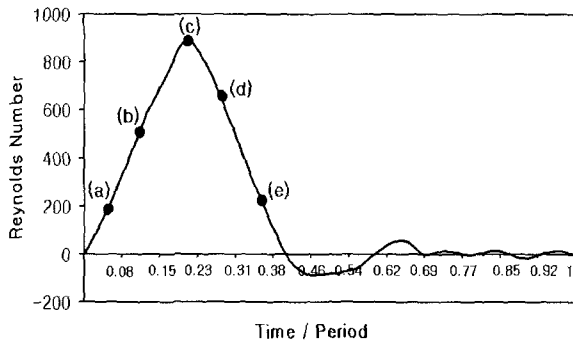
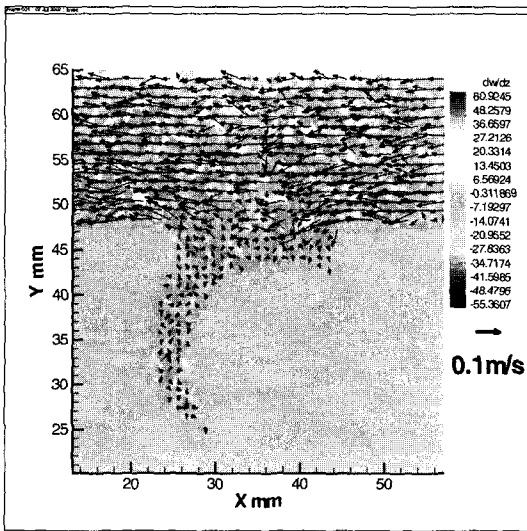
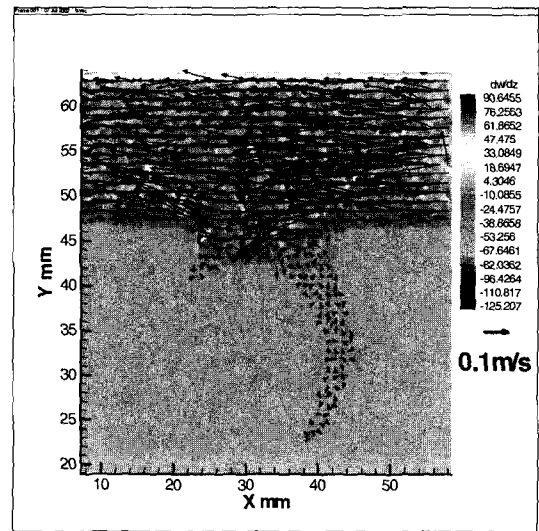


그림 2. 실험에 사용된 무차원 유량 파형. (a), (b), (c), (d), (e)는 속도장이 측정된 시간을 각각 나타낸다  
 Fig. 2. Dimensionless Flow Waveform used in the experiments. (a), (b), (c), (d), (e) denote the velocity field measurement time, respectively

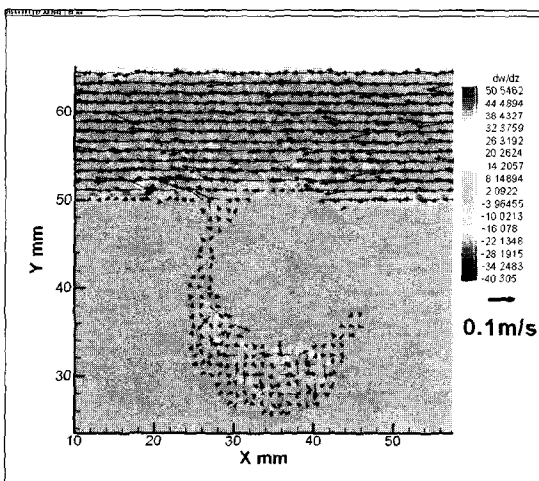
Inc.)로 측정되었으며, 모의순환장치는 뇌혈관에서 발생하는 유량 파형을 만들어 낼 수 있다 (그림 2). 모 혈관의 면적 평균 속도를 기준으로 한 레이놀즈수 ( $Re = Vd/\nu$ ,  $V$ : 모 혈관 면적 평균속도,  $d$ : 모 혈관 직경,  $\nu$ : 동점성계수)의 최대값은 900, 평균값은 200이고, 위모슬레이수 ( $\alpha = r(\omega/\nu)^{0.5}$ ,  $r$ : 모혈관 반경,  $\omega$ : 각속도)는 7.5이었다. 모델의 곡면에 의한 광학적 뒤튐법을 최소화하기 위해, sodium thiocyanate 포화 용액을 작동 유체로 사용하였다. 작동 유체의 밀도는  $1287 \text{ kg/m}^3$ , 점도는  $4.4 \times 10^{-3} \text{ Ns/m}^2$ , 굴절계수는 1.47이다. 작동 유체는 뉴턴성 유체이나, 본 실험은 비교적 큰 혈관에서의 유동이므로, 혈액의 비뉴턴성 점성 특성은 큰 영향을 미치지 않는다고 가정하였다[8]. 속도장은 입자영상속도계 시스템 (TSI Inc. U.S.A.)을 사용하였다. 사용된 입자는 금속이 코팅된 직경이  $14 \mu\text{m}$ 의 유리입자 (밀도:  $1650 \text{ kg/m}^3$ )를 사용하였다. 유동장은 16 화



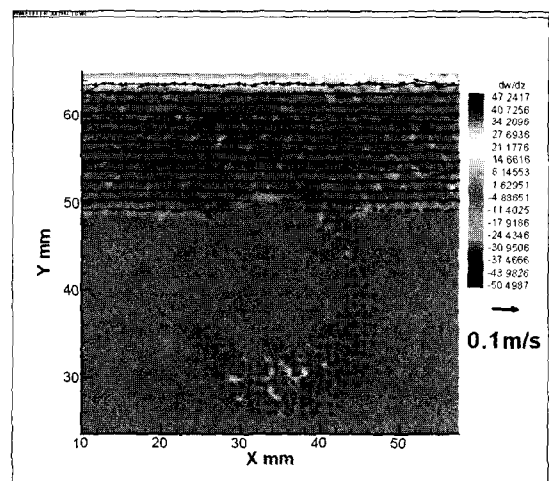
(a) proximal dome blockage at mid acceleration phase



(b) distal dome blockage at mid acceleration phase



(c) proximal neck blockage at mid acceleration phase



(d) distal neck blockage at mid acceleration phase

그림 3. 가속 중기 직선형 모혈관 동맥류 모델 내부 속도벡터 및 전단변형률 분포. 그림의 우측은 근위부, 좌측은 원위부를 나타낸다  
 Fig. 3. Velocity vectors and shear strain rate contours in the aneurysm model with a straight mother vessel at mid acceleration phase. Proximal site is to the right in the figure

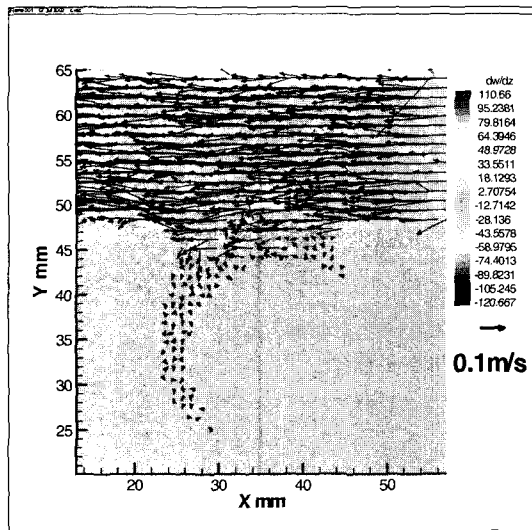
소 (1.3 mm)의 정사각형 면적으로 나뉘어, 획득된 두 프레임의 각 면적의 입자 분포의 상호상관 관계를 이용하여 속도 분포를 계산하였다. 입자영상속도계 시스템의 정확성은 기존 연구에서 검증된 바 있다[9,10]. 속도장은 동맥류 목의 중앙 평면에서 측정되었다. 속도장은 유량 파형의 1 주기( $T(\text{Period}) \times 2.8$ 초) 중 가속 초기( $t(\text{time})/T=0.08$ ), 가속 중기( $t/T=0.14$ ), 유량 최고기( $t/T=0.20$ ), 감속 초기( $t/T=0.27$ ), 감속 후기( $t/T=0.35$ )에서 측정되었다. 측정된 속도장으로 부터, 각 위치에서 수평 및 수직 방향의 속도 구배를 계산하여, 전단변형률을 계산하였다. 속도구배는 16화소(1.3 mm) 간격으로 측정된 속도의 변화량을 측정된 거리로 나누어 계산되었다. 계산된 전단변형률의 공간해상도는 속도의 구배가 큰 벽 주위의 전단변형률 계산에 오차를 발생할 수 있으나, 전반적인 유동장의 전단변형

률의 분포를 나타낼 수 있다.

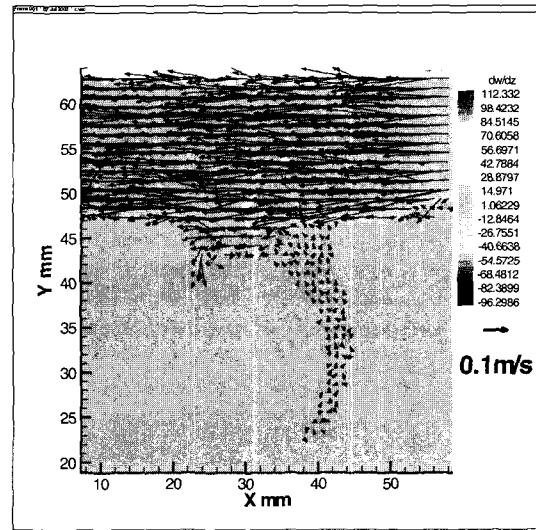
결 과

1. 직선형 모혈관

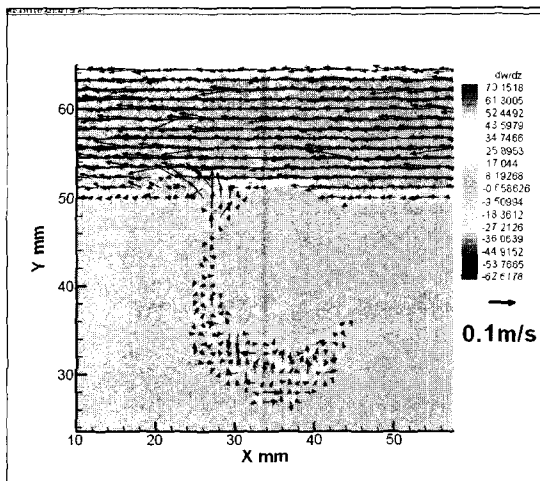
가속 초기에 목 근위부 및 원위부 폐색 모델에서는 동맥류 내부로의 유입이 거의 나타나지 않았으나, 천정 근위부 폐색 모델에서는 목 근위부로 유동이 유입되어 목 원위부로 유출되는 유동이 발견되었으며 천정 원위부 폐색 모델에서는 목 원위부로 유출되는 유동이 나타났다. 유량이 증가함에 따라 가속 중기에서도 가속 초기와 유사하게 목 근위부 및 원위부 폐색 모델에서는 동맥류 내부로 유입되는 유동이 거의 나타나지 않았으나, 천정 폐색 모델에서는 목 근위부에서 유입되어 원위부



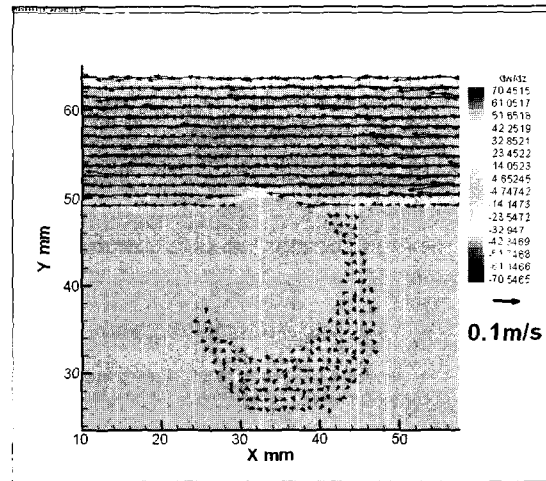
(a) proximal dome blockage at peak phase



(b) distal dome blockage at peak phase



(c) proximal neck blockage at peak phase



(d) distal neck blockage at peak phase

그림 4. 유량 최고기 직선형 모혈관 동맥류 모델 내부 속도벡터 및 전단변형률 분포. 그림의 우측은 근위부, 좌측은 원위부를 나타낸다

Fig. 4. Velocity vectors and shear strain rate contours in the aneurysm model with a straight mother vessel at peak phase. Proximal site is to the right in the figure

로 유출되는 유동이 증가하게 나타났다 (그림 3).

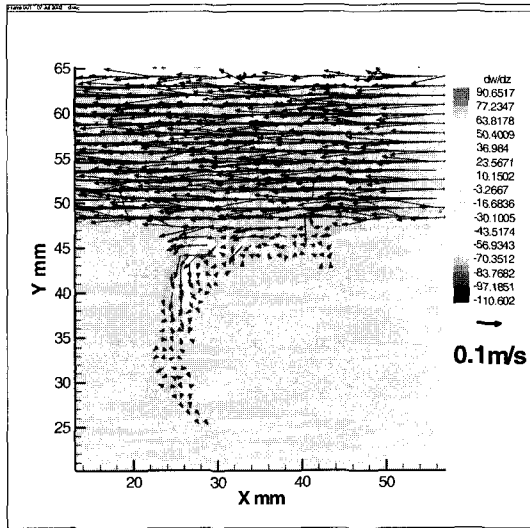
유량 최고기에서는 천정 폐색 모델에서는 모혈관에서 목 원위부 쪽에서 혈류가 유입되며, 유입된 혈류 중 일부는 원위부 목에 부딪힘을 나타내고 있다. 또한 동맥류 목 원위부 혈관벽에서 상대적으로 큰 전단변형률 분포를 나타내고 있다. 목 폐색 모델의 경우 원위부 폐색 모델에서는 동맥류 내부로 유입되는 유동이 거의 나타나지 않았으나, 근위부 폐색 모델에서는 원위부 목으로 유출되는 유동이 나타났다. 이는 속도 측정 평면 주위로 유입된 유동이 목 원위부로 유출됨을 나타내고 있다(그림 4).

유량이 줄어드는 감속기에서 천정 폐색 모델은 동맥류 목 원위부에서 동맥류 벽을 따라 유입되는 유동 특성이 나타났으나, 목 폐색 모델에서는 동맥류 내부로 유입되는 유동이 거의

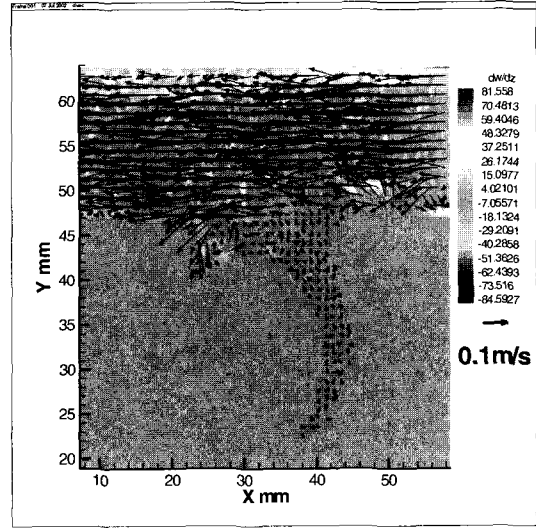
없었다 (그림 5). 또한 천정 폐색 모델은 목 폐색 모델에 비해 동맥류 목 원위부 및 원위부 모혈관 벽 주변의 전단 변형률이 목 폐색 모델에 비해 크게 나타났다.

### 2. 곡선형 모혈관

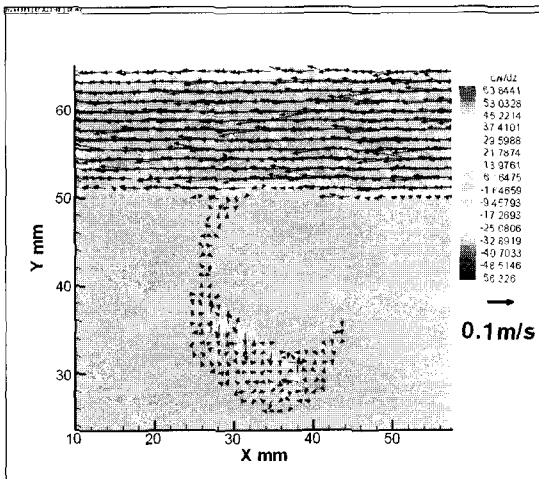
가속 초기에는 천정 폐색 모델에서는 원위부 폐색 모델에서 근위부 목으로의 유입 및 원위부로의 유출이 나타났으며, 근위부 폐색 모델에서는 동맥류 내부로의 유입 유동이 거의 나타나지 않았다. 이는 직선형 모델에서 근위부 폐색 모델에서 유입 유동이 나타나고 원위부 폐색 모델에서 유입 유동이 거의 나타나지 않은 것과 다르며, 이 유동 특성의 차이는 모혈관의 유동이 원심력에 의해 반경 방향으로 발생하는 속도 성분 때문이다. 목 폐색 모델에서는 근위부 및 원위부 폐색 모델 모두



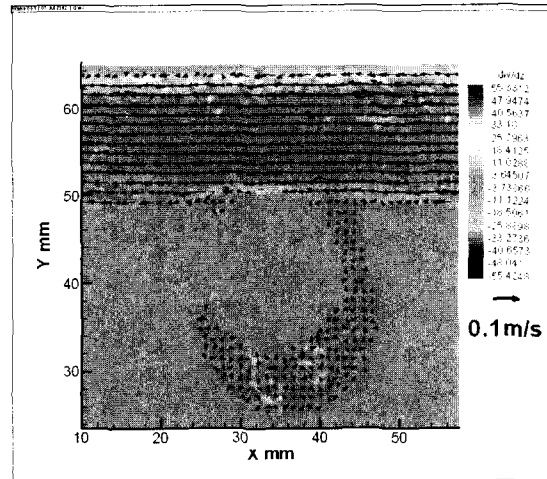
(a) proximal dome blockage at early deceleration phase



(b) distal dome blockage at early deceleration phase



(c) proximal neck blockage at early deceleration phase



(d) distal neck blockage at early deceleration phase

그림 5. 감속 초기 직선형 모혈관 동맥류 모델 내부 속도벡터 및 전단변형률 분포. 그림의 우측은 근위부, 좌측은 원위부를 나타낸다

Fig. 5. Velocity vectors and shear strain rate contours in the aneurysm model with a straight mother vessel at early deceleration phase. Proximal site is to the right in the figure

동맥류 내부 유입 유동이 거의 나타나지 않았다.

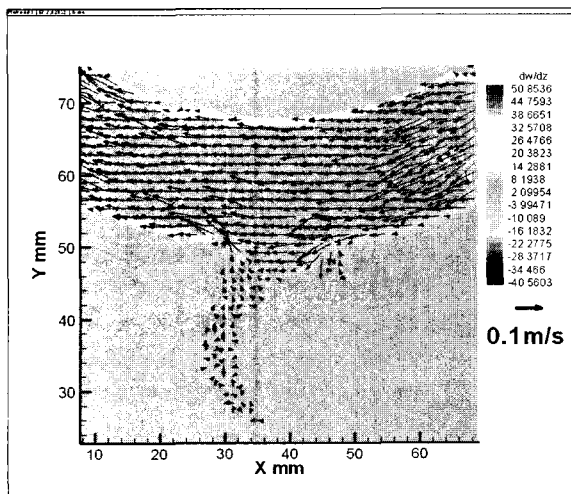
가속 중기에는 천정 폐색한 모델은 근위부 및 원위부 코일 위치에 따라 유동장의 큰 변화가 없었고, 목 근위부에서 유입된 유동이 목 원위부로 유출되었으며, 직선형 모혈관 모델에 비해 유입 유동이 크게 나타났다. 모혈관의 목 근위부 폐색한 모델은 원위부 폐색한 모델에 비해 목 원위부 유출 속도가 크게 나타났다 (그림 6). 측정 평면에서 유입부가 나타나지 않았으나, 동맥류 목 근위부에서 측정 평면의 상하 평면을 통해 유입되었으리라 추정된다.

유량 최고기에서 목, 천정 모두 근위부 폐색한 모델은 원위부 폐색한 모델에 비해, 목 원위부 유출 속도가 크게 나타났다 (그림 7). 감속기에서 목, 천정 모두 근위부 폐색한 모델은 원위부 폐색한 모델에 비해, 목 원위부에서 동맥류 벽을 따라 유입되는 유속이 크게 나타났으며, 유입 속도는 천정 근위부 폐

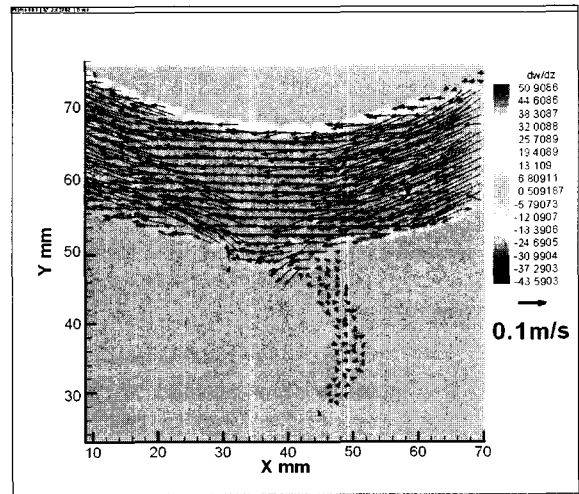
색 모델에서 가장 크게 나타났다 (그림 8). 곡선형 모혈관 내부의 유동은 최고 유량기 이후 유동이 휘어진 벽 바깥쪽으로 크게 나타나며, 따라서 이 부분의 혈관벽 전단변형률도 크게 나타났다.

### 고찰 및 결론

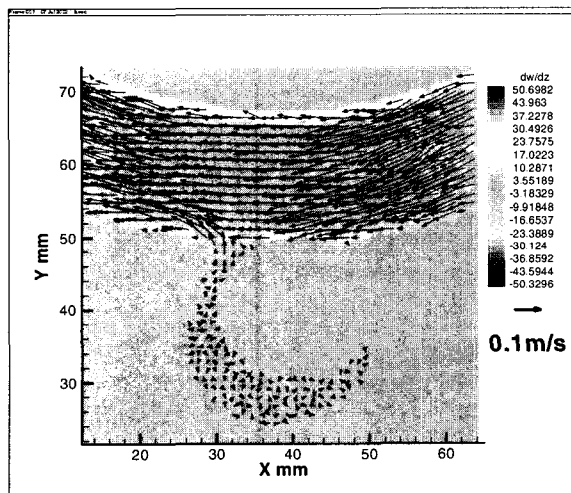
코일을 이용한 동맥류 색전술은 최소 침습적으로 동맥류의 치료가 가능하므로 최근 널리 사용되고 있다. 동맥류 내부의 코일 삼입으로 인한 혈전의 형성 및 혈관벽의 구조 변화는 여러 가지 복잡한 혈액 인자와 혈관벽의 기능 변화에 의해 영향을 받으나, 동맥류 내부로의 혈류 유입의 감소 및 내부 유동의 정체는 동맥류 혈전 형성을 촉진하는 중요한 혈류역학적 요인



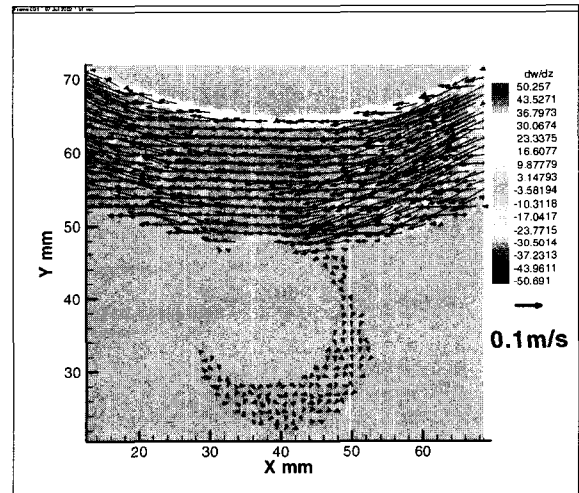
(a) proximal dome blockage at mid acceleration phase



(b) distal dome blockage at mid acceleration phase



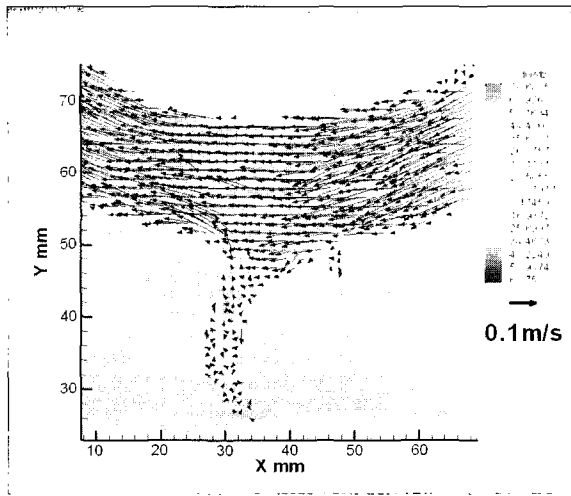
(c) proximal neck blockage at mid acceleration phase



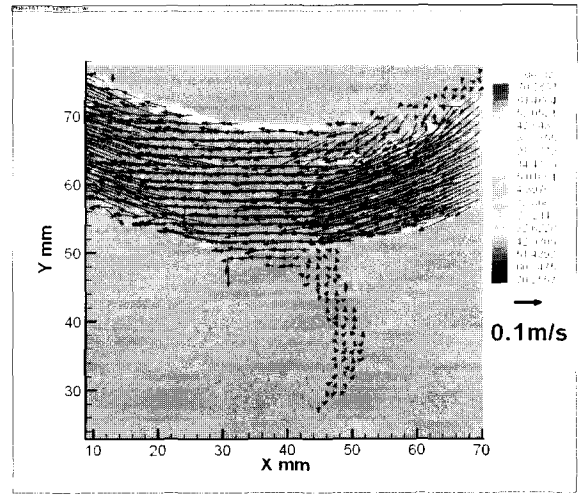
(d) distal neck blockage at mid acceleration phase

그림 6. 가속 중기 곡선형 모혈관 동맥류 모델 내부 속도벡터 및 전단변형률 분포. 그림의 우측은 근위부, 좌측은 원위부를 나타낸다

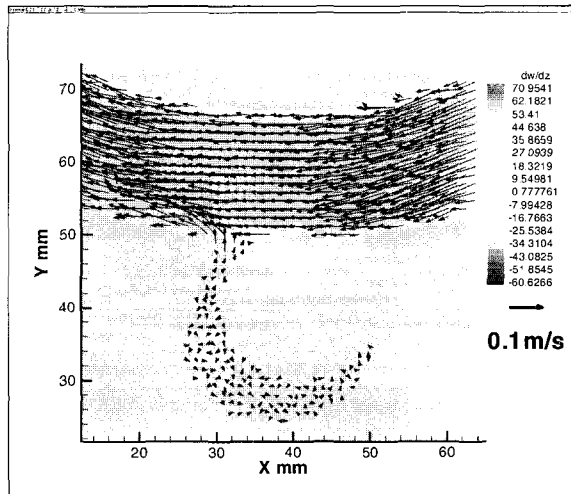
Fig. 6. Velocity vectors and shear strain rate contours in the aneurysm model with a curved mother vessel at mid acceleration phase. Proximal site is to the right in the figure



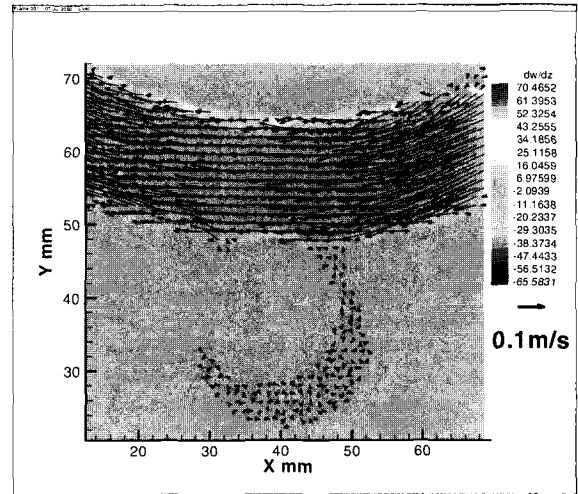
(a) proximal dome blockage at peak phase



(b) distal dome blockage at peak phase



(c) proximal neck blockage at peak phase



(d) distal neck blockage at peak phase

그림 7. 유량 최고기 곡선형 모혈관 동맥류 모델 내부 속도벡터 및 전단변형률 분포. 그림의 우측은 근위부, 좌측은 원위부를 나타낸다

Fig. 7. Velocity vectors and shear strain rate contours in the aneurysm model with a curved mother vessel at peak phase. Proximal site is to the right in the figure

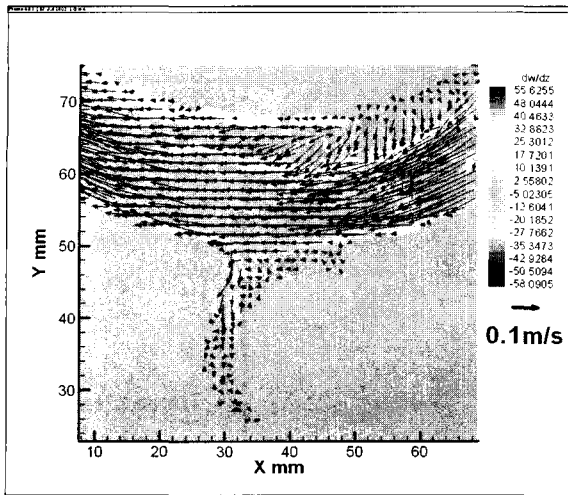
이다. 동맥류 내부로 혈류의 유입이 감소되면 내부 유동의 정체 발생하며, 이는 혈액의 동맥류 내부 입자 거주 시간 (particle resident time)이 증가하므로, 혈소관이 동맥류 및 코일 벽에 부착할 확률이 높아지게 되므로, 혈전의 형성이 촉진된다. 따라서 동맥류 내부로의 혈류 유입 특성은 동맥류 폐색에 영향을 미치는 중요한 혈류역학적 특성이다.

본 연구에서는 코일에 의해 부분 폐색된 동맥류에서 코일의 위치에 따른 혈류 유동 특성을 추정하였다. 동맥류 주머니의 원위부 폐색은 근위부 폐색에 비해 동맥류 내부로의 유동이 작게 나타났으므로 동맥류 원위부 폐색이 혈전의 형성 및 동맥류 색전에 효율적임을 나타냈다. 동맥류 목 원위부 폐색은 천정 원위부 폐색에 비해 동맥류 내부로 유입이 적으므로 목 원위부 폐색이 동맥류 색전에 가장 효율적인 위치임을 알 수

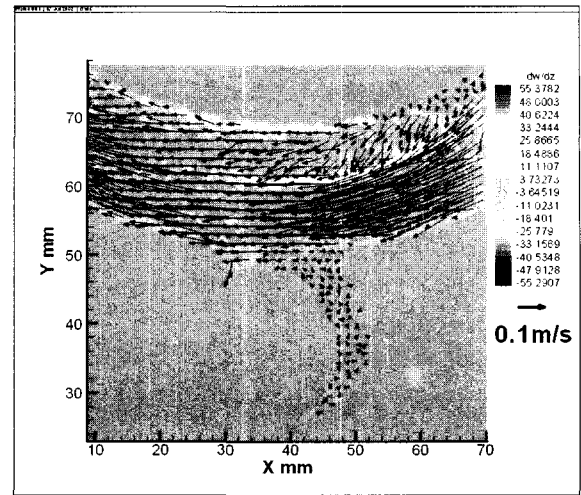
있었다. 모혈관의 형상에 따른 동맥류 내부 유동 변화를 관찰하기 위해 직선 및 곡선형 모혈관의 형상에 대해 실험을 수행하였다. 곡선형 모혈관은 모혈관 내부의 유동이 원심력에 의해 바깥쪽 곡률반경 방향으로 유동하므로, 동맥류 목 근위부에서 유입되는 유동이 직선형 모혈관에 비해 크게 나타났다. 그러나 모혈관의 형상에 관계없이 원위부 폐색은 근위부 폐색에 비해 동맥류 내부로의 혈류 유입을 감소시켰으며, 원위부 폐색으로 인한 동맥류 내부로의 유동의 감소 효과는 곡선형 모혈관 모델에서 더 크게 나타났다. 혈관벽의 전단 변형률은 직선형 모혈관에서는 동맥류 목 원위부에서 크게 나타났으나, 곡선형 모혈관 모델에서는 목 근위부 혈관 벽에서 크게 나타났다.

본 연구에서는 동맥류 목 중앙 평면에서의 2차원 속도 분포를 추정하였다. 속도가 측정된 평면은 동맥류 내부로의 유동을

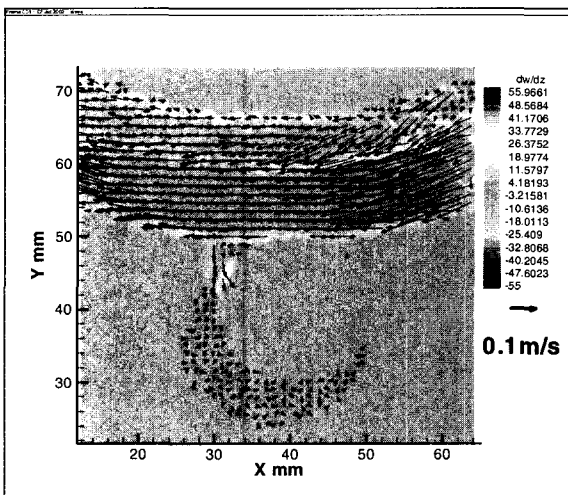




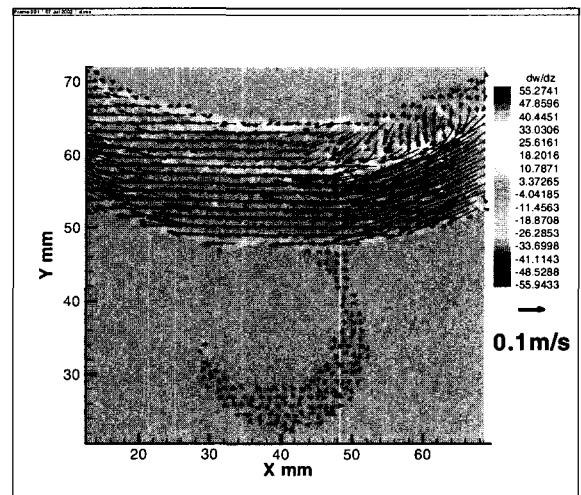
(a) proximal dome blockage at early deceleration phase



(b) distal dome blockage at early deceleration phase



(c) proximal neck blockage at early deceleration phase



(d) distal neck blockage at early deceleration phase

그림 8. 감속 초기 곡선형 모혈관 동맥류 모델 내부 속도벡터 및 전단변형률 분포. 그림의 우측은 근위부, 좌측은 원위부를 나타낸다

Fig. 8. Velocity vectors and shear strain rate contours in the aneurysm model with a curved mother vessel at early deceleration phase. Proximal site is to the right in the figure

대표할 수 있으나, 동맥류 내부로의 정확한 3차원 유동 특성을 나타낼 수 없다. 따라서 3차원 속도 분포를 측정하여, 유입 및 유출 유량과 입자거주시간 등을 정량화하여야 할 것이다.

### 후 기

본 연구는 보건 의료기술연구개발사업 (01-PJ1-PG3-31400-0003)에 의해 지원 받아 수행되었음.

### 참 고 문 헌

1. K. Johanson. "Aneurysm", Scientific American, Vol. 247, pp. 110-122, 1982

2. C.W. Kerber, S.T. Hecht, K. Knox, R.B. Buxton and H.S. Meltzer, "Flow dynamics in a fatal aneurysm of the basilar artery", AJNR, Vol. 17, pp. 1417-1412, 1996

3. B.V. Grave, C.R. Partington, D.A. Refenacht, A.H. Rappe and C.M. Strother, "Treatment of carotid aneurysm with platinum coils: an experimental study in dogs", AJNR, Vol. 11, pp. 249-252, 1990

4. Y.P., Gobin, J.L. Counord, P. Flaud and J. Duffaux, "In vitro study of hemodynamics in a giant saccular aneurysm model: Influence of flow dynamics in the parent vessel and effects of coil embolization", Neuroradiology, Vol. 36, pp. 530-536, 1994



5. T. Lin, A.J. Fox and C.G. Drake, "Regrowth of aneurysm sacs from residual neck following clipping" J Neurosurgery, Vol. 70, pp. 556-560, 1989
6. L. Parlea, R. Fahrig, D.W. Holdsworth and S.P. Lownie, "An analysis of the geometry of saccular intracranial aneurysms", AJNR, Vol. 20, pp.1079-1089, 1999
7. S. Scott, G.G. Ferguson and M.R. Roach, "Comparison of the elastic properties of human intracranial areteries and aneurysm" Can. J. Physiol. Pharmacol., Vol. 50, pp. 328-332, 1972
8. L. Pekold, R. Fahrig, D.W. Holdsworth and S.P. Lownie, "Pulsatile Non-Newtonian blood flow simulation through a bifurcation with an aneurysm", Bio-rheology, Vol. 26, pp. 1011-1030, 1989
9. J.S. Oh, K. Rhee and H.S. Byun, "The effects of blood flow on the formation of aneurysm", J Biomed. Eng. Res., Vol.21, pp. 567-573, 2000
10. T.H. Oh, S.W. Kim and K. Rhee, "The study on the blood flow characteristics in an aortic aneurysm models", J Biomed. Eng. Res., Vol.20, pp. 601-608, 1999