

스텐트 삽입에 의한 방추형 동맥류 내부 유동의 변화

이계한 · 서남현

명지대학교 기계공학부

(2001년 8월 23일 접수, 2001년 11월 28일 채택)

Flow Changes by Stent Insertion in Fusiform Aneurysm Models

Kyehan Rhee, Nam Hyun Suh

Department of Mechanical Engineering

(Received August 23, 2001. Accepted November 28, 2001)

요약 : 스텐트를 이용한 동맥류 색전술은 방추형 동맥류 등 목이 넓은 광경동맥류의 치료에 최근 사용되고 있다. 동맥류 내부의 혈류유동은 혈전의 형성 및 동맥류 폐색에 중요한 역할을 하므로 스텐트의 삽입으로 인한 동맥류 내부 혈류 유동의 변화를 고찰하기 위하여 광색성 염료를 이용한 유동가시화 방법을 사용하였다. 제작된 방추형 동맥류 모델에 대해 맥동 유동시 동맥류 벽 다섯 위치에서 유동장의 정성적 관찰 및 벽 전단변형률의 측정이 수행되었다. 스텐트의 삽입은 동맥류 내부의 유동을 감소시켰으며, 동맥류 내부의 느린 와류유동이 감소후기까지 지속되었다. 또한 스텐트가 삽입된 모델은 스텐트가 없는 모델에 비하여 벽 전단변형률이 감소하였으며, OSI는 증가하였다. 이러한 혈류유동의 변화는 혈전의 형성 및 내막거식증대가 일어나기 쉬운 혈류역학적 환경을 제공한다. 따라서 스텐트의 삽입으로 인한 동맥류 내부의 혈류 유동은 혈전의 형성 및 동맥류 폐색을 촉진하도록 변화함을 알 수 있었다.

Abstract : Endovascular embolisation technique using a stent is currently used to treat the wide neck aneurysm. Since intraaneurysmal flow characteristics affect thrombus formation and embolisation process, flow visualization technique incorporating photochromic dye was used to elucidate hemodynamic changes by stenting inside the fusiform aneurysm models. Qualitative observation of flow field and measurement of wall shear rates were performed at five aneurysm wall locations under pulsatile flow. Intraaneurysmal flow motion was reduced and sluggish vortical motion was maintained during late deceleration phase by stenting. Also wall shear rates were reduced and OSI's were increased in the stented model. These flow characteristics provide hemodynamic environment favorable for thrombus formation and intimal hyperplasia. The results of this study show hemodynamic changes by stenting promote thrombus formation and aneurysm embolisation.

Key words : Aneurysm(동맥류), Embolisation(색전술), Stent(스텐트), Hemodynamics(혈류역학), Flow visualization(유동가시화)

서 론

동맥류는 동맥의 일부가 팽창하여 주머니 모양의 확장부를 형성하는 동맥의 질환이다. 동맥류는 혈관벽이 대칭적으로 확장하는 방추형 동맥류와 혈관벽의 일부가 확장하여 주머니를 형성하는 주머니형 동맥류 등으로 분류되며, 주머니형 동맥류는 발생 부위에 따라 동맥 측면에 발생하는 측방동맥류 및 동맥의 분지부 종단에 발생하는 종단동맥류 등으로 구분된다. 동

맥류는 복부대동맥, 신동맥, 뇌동맥 등에서 발생하며, 형성된 동맥류는 성장하여 파열되는 경우가 발생한다. 특별히 뇌동맥에서 발생한 동맥류의 파열은 지주막하 출혈을 야기하여 높은 사망률 및 중병유병률을 나타낸다[1]. 뇌에서 발생한 동맥류는 동맥류의 목부분을 봉합사나 클립을 이용하여 막는 방법이 사용되나, 동맥류 발생 부위에 따라 수술적 접근이 어려운 경우가 있으며, 수술의 위험성과 합병증 등이 문제로 지적된다. 최근에는 미세한 코일을 동맥류 내부에 채움으로 동맥류를 폐색하는 방법이 개발되어 널리 사용되고 있다. 이 방법은 가는 도관을 환자의 동맥을 통하여 동맥류 주머니에 위치시키고, 도관을 통해 가는 백금 코일을 삽입하여 동맥류 내부를 채우므로 동맥류 내부의 혈류 유입을 차단하여, 동맥류를 폐색하는 방법이다. 그러나 이 방법은 거대 동맥류나 목이 넓은 광경동맥류나 경우 동맥류 내부를 코일로 완전히 채울 수 없는 경우가

본 연구는 한국과학재단 특정기초연구사업 (2000-2-20500-008-2)의 지원에 의해 수행되었음.

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

명지대학교 기계공학부

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

E-mail. kharhee@mju.ac.kr

발생하며, 삽입된 코일이 모혈관으로 빠져나오는 문제가 있다 [2].

광경동맥류나 방추형동맥류의 치료를 위해, 최근에는 스텐트를 이용하는 동맥류 폐색술이 개발되었다. 자가팽창형 스텐트는 도관을 통해 동맥류 목부분에 삽입되며, 삽입된 스텐트는 동맥류 내부의 유동을 정체시켜 동맥류 주머니의 혈전을 형성하게 하며, 스텐트 벽면에는 neointima가 형성되어 모혈관의 혈류를 유지시킬 수 있다[3]. 동맥류 내부의 혈전의 형성은 다양한 생화학적 인자가 영향을 미치나, 동맥류 내부의 혈류의 유동은 혈전 형성의 중요한 요인으로 지적된다. 유동의 정체, 입자거주시간 (particle resident time), 전단 응력 등이 혈전 형성에 영향을 미치는 혈류역학적 인자로는 알려져 있으므로 [4], 스텐트의 삽입에 의한 동맥류 내부의 혈류 유동의 변화는 혈전의 형성 및 동맥류 폐색에 중요한 요인으로 지적되고 있다.

스텐트 삽입에 의한 동맥류 내부의 변화는 동맥류 모델을 이용하여 수행된 바 있다. Lieber 등[5]은 레이저와 형광 물질을 사용하여, 동맥류 모델 내부의 유동장을 정성적으로 관찰하였다. Yu와 Zhao[6]는 입자영상속도계를 사용하여 정상 유동시 동맥류 내부의 유동장을 측정하여, 스텐트 삽입으로 인한 동맥류 내부의 유동 및 벽전단응력의 감소를 확인하였다. Aenis 등[7]은 컴퓨터를 이용한 수치해석을 통하여, 동맥류 내부의 유동 감소 및 압력의 강화를 확인하였다. 그러나 생리학적 맥동 유동에서 스텐트에 의한 방추형 동맥류 내부의 유동의 변화를 고찰한 연구는 없다. 따라서 본 연구에서는 스텐트가 자주 사용되는 방추형 동맥류 모델 내부의 유동을 측정하여, 스텐트에 의한 혈류 유동의 변화를 고찰하고, 스텐트의 종류에 따른 동맥류 내부 유동장의 변화를 연구하고자 한다.

실험 방법

방추형 동맥류 모델은 직경이 5 mm인 유리관을 성형하여 제작하였다. 유동가시화 실험 시 유리관의 곡면으로 인한 광학적 뒤떨림을 최소화하기 위해 육면체 내부에 유리관 모델의 형상을 갖는 투명한 실리콘 모델이 제작되었다. 실리콘 모델의 제작을 위해 유리관 모델을 이용하여 암몰드를 제작하고, 몰드에 왁스를 부어 유리관 모델과 같은 형상의 왁스 모델을 제작하였다. 왁스 모델을 사각형 단면을 갖는 육면체 틀의 중앙에 위치시키고, 실리콘 수지 (Sylgard 184, Dow Corning)를 부은 후 왁스를 녹여냄으로 실리콘 모델을 제작하였다. 모델의 제원은 그림 1에 나타나 있다. 모델의 제원은 본 연구와 병행하여 수행된 동물 실험에서 수술적으로 유발시킨 방추형 동맥류의 형상과 유사하게 결정하였다. 제작된 모델은 혈관과 같은 탄성이 없으나, 혈관벽의 탄성은 유동장에 미치는 영향이 크지 않으며, 뇌혈관은 일반 혈관보다 유연도가 적으므로[8], 혈관벽의 반경 방향 움직임이 혈류 유동에 미치는 영향이 작다고 가정하였다. 100 마이크론의 나이트릴 철사로 제작된 마름모형 개구부를 갖는 스텐트를 사용하였으며, 팽창되었을 때 스텐트의 직경은 6 mm, 길이는 2 cm이다. 스텐트의 종류에 따른 유

동장의 변화를 고려하기 위해 두 종류의 스텐트가 사용되었다. 스텐트의 다공도는 철사로 구성된 각 마름모형 면적에서 개구부의 면적과 철사를 포함한 마름모의 면적의 비로 정의된다. 다공도가 0.86인 스텐트 (스텐트 1)와 0.79인 스텐트 (스텐트 2)가 사용되었으며, 각 스텐트는 원주 방향으로 8개 및 12개의 매듭이 있다. 사용된 스텐트는 임상적으로 사용되는 스텐트 중 비교적 다공도가 큰 스텐트와 작은 스텐트이다. 실험에는 스텐트를 삽입하지 않은 모델 (모델 1), 스텐트 1이 삽입된 모델 (모델 2), 스텐트 2가 삽입된 모델 (모델 3)이 사용되었다. 모델은 생리학적 맥동 유량 파형을 만들 수 있는 모의 순환 장치에 삽입되었다. 모의순환장치는 압축공기에 의해 구동되는 압력통, 혈관계의 탄성을 모사하기 위한 컴플라이언스통, 저항 밸브, 순환 펌프, 일정수두 저수조, 항온조 등으로 구성되었다 (그림 2). 압축공기는 솔레노이드밸브의 제어로 작동 유체에 압력을 가하며, 압력통에는 2개의 체크밸브가 장착되어있다. 작동 유체로는 유동가시화를 위해 60 °C 파라핀오일 (동점성계수 6 cS, 굴절계수 1.4)이 사용되었다. 작동 유체는 뉴턴성 유체로 혈액의 비뉴턴 점성 특성을 모사할 수 없으나 비교적 큰 혈관 (0.5 mm 이상)에서는 비뉴턴 점성 특성이 기본적인 혈류 유동 특성에 큰 영향을 미치지 않는다고 알려져 있다[9]. 순간 유량은 초음파 유량계 (TM 501, Transonic Inc.)로 측정되었으며, 측정된 유량은 AD변환기를 통해 컴퓨터에 저장되었다. 측정된 유량 파형은 그림 3에 나타나 있다. 모혈관의 면적평균속도를 기준으로 한 레이놀즈 수의 최고값은 900, 평균값은 200이고, 위모슬레이수는 2.3이며, 이는 사람의 경동맥에서 나타나는 값과 유사하다[10].

유동장의 측정을 위해 광색성 염료를 이용한 유동가시화 방법을 사용하였다. 광색성 염료는 특정한 파장의 빛의 자극에 의해 색이 변하는 특성을 갖고 있다. 이 염료는 빛이 없으면 역광색성 반응으로 다시 색이 없어진다. 본 실험에는 TNSB (1',3',3', trimethyl - 6 - nitroindoline - 6 - spiro - 2 - benzospiran)가 사용되었다. 이 염료는 유기성 유체에 용해되므로 파라핀오일에 미세량 (0.01 %)이 용해되어 사용하였다. 투명한 작동 유체는 자외선에 의해 자극되면 푸른색으로 변화하는 특성을 갖는다. 광원으로는 수십 나노 초의 펄스 지속기를 갖는 질소 레이저(VSL 337ND, Laser Science Inc.)를 사용하였다. 이 레이저는 외부 신호에 의해 한 펄스의 레이저를 조사할 수 있다. 레이저가 조사되면 레이저가 통과하는 경로에 있는 작동유체 (TNSB - 파라핀오일 용액)는 자극을 받아 레이저가 지나간 위치에 진한 푸른색의 자취선을 만들게된다. 이 자취선은 유체와 함께 유동하며 변위 선을 만들어내고, 이 변위 선을 사진으로 기록하여 유동장을 가시화 할 수 있다. 이 방법은 수조기포법으로 time line을 만들어내는 유동가시화 방법과 유사하다. 레이저의 조사와 동시에 유동장의 사진을 찍으면, 레이저가 통과한 위치에 직선의 자취선이 나타난다. 레이저 조사 후 수십 밀리 초 후에 사진을 찍으면 자취선이 움직인 변위가 나타나며, 이 변위를 레이저조사와 이미지 획득의 시차로 나누면 자취선이 움직인 속도를 구할 수 있다. 본 실험에서 방추형 모델은

축대칭의 형상을 가지므로, 축 방향과 반경 방향의 속도 성분을 갖는다. 따라서 자취선의 변위는 축 방향 및 반경 방향의 속도에 의해 발생하므로, 2차원 속도분포를 구하기 어렵다. 그러나 자취선의 변위로 유동장의 유동 양상의 정성적으로 관찰할 수 있다. 특별히 벽에서 가까운 지역 (벽에서 0.5mm 이내)에서는 벽에서 수직인 속도 성분이 매우 작으므로, 벽과 평행한 속도분포를 이용하여 벽에서의 전단변형률을 계산할 수 있다. 방추형 동맥류 모델 벽의 곡면에 의하여 조사된 레이저가 동맥류 벽에 수직하지 않는 위치가 있으므로, 레이저 조사 직후 사진을 찍어 기준이 되는 자취선을 기록하고(자취선 1), 10밀리 초 후에 이동된 자취선(자취선 2)의 변위를 사진으로 기록하였다. 벽에 근접한 위치에서의 유동은 벽의 접선 방향에 평행하므로, 측정 위치에서 벽의 접선 및 법선 방향을 설정하고, 벽에 수직인 (법선 방향) 다섯 위치에서 두 자취선 (자취선 1 과 자취선 2)의 벽 접선 방향 변위를 측정하였다. 이 변위를 레이저 조사와 이미지 획득의 시차로 나눔으로, 벽에서 접선 방향의 속도를 측정하였다. 측정된 속도는 벽의 접선 방향 속도 성분이므로, 좌표축을 벽의 접선 및 법선 방향으로 설정하였을 경우, 새로이 설정된 좌표계에서 가로축 방향의 속도를 나타낸다. 측정된 속도를 2차원 포물선으로 curve fitting하고, 벽에서의 기울기를 계산하여 벽전단변형률을 구하였다. 이 방법은 유동의 가속, 자취선 및 벽의 위치 결정, curve fitting 등에 의해 오차가 발생할 수 있으나, 이 오차는 10% 이내로 알려져 있다[11,12]. 맥동 유량을 만들어내는 솔레노이드밸브의 신호를 레이저와 카메라 (TM9701, Pulnix Inc.)와 동기시켜서, 한 맥동 주기 내의 원하는 시간에서 유동가시화를 수행할 수 있었다.

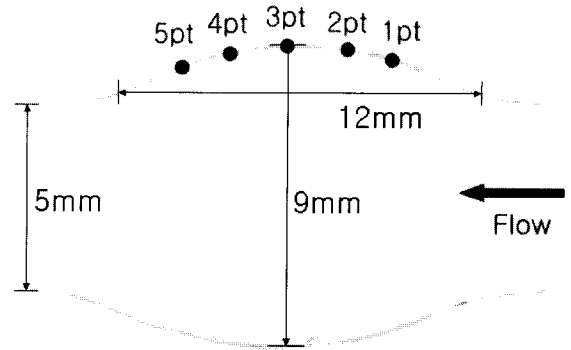


그림 1. 제작된 방추형 동맥류 모델의 제원. 그림에서 점은 유동장 측정 위치를 나타낸다

Fig. 1. Specification of the fusiform aneurysm model. Dots in the figure show the flow measurement locations

결 과

유동가시화는 한 주기 (T=1.3초)의 유동 중 가속 초기 (0.05T), 가속 중기(0.21T), 유량 최고기(0.21T), 감속 초기 (0.26T), 감속 후기(0.35T)에 대해 각각 수행되었다. 레이저의 조사 위치를 확인하기 위해, 각 위치에서 레이저 조사와 동시에 화상이 획득되었다. 이후 레이저 조사 후 10 밀리 초 후에 화상이 획득되었다. 이 사진은 직선이었던 자취선이 10 밀리 초 후에 이동한 변위를 나타낸다. 두 화상은 중첩되었으며, 사진에서 직선의 자취선은 레이저 조사 위치를, 곡선의 자취선은 변위 분포를 각각 나타낸다. 동맥류 벽의 다섯 위치에서 - 최대 확장부, 최대 확장부 전 0.3D, 0.56D, 최대 확장부 후 0.3D,

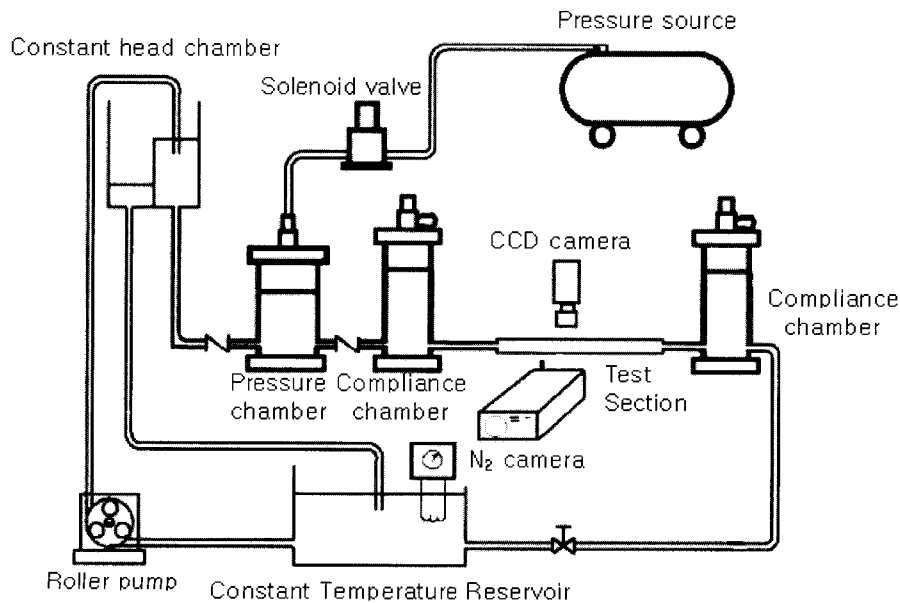


그림 2. 실험장치의 개요도

Fig. 2. Schematic Diagram of Experimental Apparatus

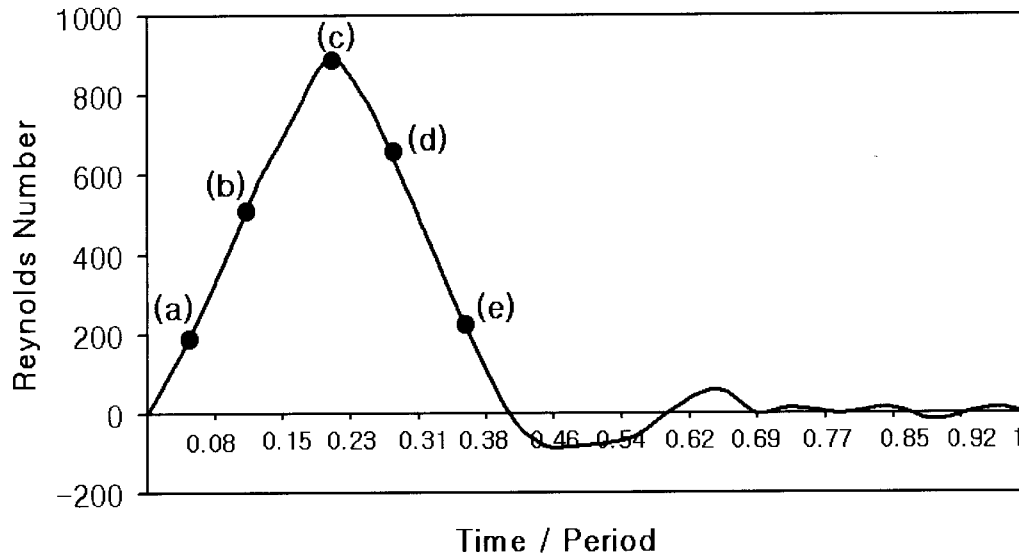


그림 3. 측정된 무차원 유량 파형. 레이놀즈 수는 모혈관의 단면 평균속도를 이용하여 계산되었다. 그림에서 점은 유동장이 측정된 시간을 나타낸다. (a) 가속초기 ($t/T=0.05$), (b) 가속중기 ($t/T=0.13$), (c) 유량최고기 ($t/T=0.21$), (d) 감속초기 ($t/T=0.26$), (e) 감속후기 ($t/T=0.35$)

Fig. 3. Non-dimensionalized flow waveform. Reynolds number is based on the mean velocity in the parent artery. Dots in the figure show the phases when flow measurement is performed (a) early acceleration ($t/T=0.05$), (b) mid acceleration ($t/T=0.13$), (c) peak ($t/T=0.21$), (d) early deceleration ($t/T=0.26$), (e) late deceleration ($t/T=0.35$)

0.6D (D:모혈관 직경) - 화상이 획득되었으며(그림 1 참조), 이 화상들은 한 사진에서 다섯 위치의 변위 분포를 동시에 보여줄 수 있도록 중첩되었다.

가속 초기의 스텐트가 없는 모델(모델 1)의 동맥류 내부 유동은 주유동 방향의 유동(그림에서 모혈관의 주유동 방향은 오른쪽에서 왼쪽임)의 유동을 나타내고 있다. 스텐트가 삽입된 모델(모델 2, 3)에서도 스텐트가 없는 모델에서와 유사한 유동을 나타내나, 동맥류 목 근위부(그림 1에서 1, 2 위치) 유동 속도가 감소되었다(그림 4). 가속 중기에서 모델 1은 벽 주위의 역류 유동이 관찰되며, 이는 동맥류 원위부에서 동맥류 벽을 따라 유입되는 유동에 의한 것이다. 모델 2와 3에서는 동맥류 벽에서의 역류 유동이 감소하였으며, 자취선 끝 부분이 스텐트 벽 주위에서 평행하게 나타나는데, 이는 스텐트 벽의 구멍을 통해 유체가 반경 방향으로 유입되고 있음을 나타낸다. 스텐트의 다공도가 적은 모델 3에서는 모델 2에 비해 정체된 유동 양상을 보여준다. 유량 최고기에서 모델1은 동맥류 내부에 형성된 와류 유동에 의해 강한 역류 유동이 관찰되나 스텐트를 삽입한 모델 2와 3에서는 감소된 역류 유동이 관찰되며, 스텐트 구멍을 통하여 반경 방향으로 유입되는 유동 특성도 나타난다. 감속 초기는 유량 최고기와 유사한 유동 양상을 나타낸다. 감속 후기에서는 모델 1에서 동맥류 벽 주위의 역류 유동이 매우 적어졌으며, 이는 와류 유동의 붕괴를 나타낸다. 스텐트가 있는 모델에서는 역류 유동이 나타나고 있으며, 이는 동맥류 내부에서 발생한 와류 유동이 유지되고 있음을 보여준다.

그림 5는 위치에 따른 벽전단변형률 분포를 나타내고 있다. 가속 초기에는 각 모델의 벽전단변형률은 큰 차이가 없으나

가속 중기에서 벽전단변형률은 스텐트가 삽입된 모델에서 현저히 감소하게 나타났다. 스텐트에 의한 벽 전단변형률의 감소는 최고유량기와 감속초기에 더욱 현저히 나타나고 있으며, 위치에 따라 전단변형률이 1/3 이하로 감소하였다. 가속 후기에는 스텐트에 의한 전단변형률의 감소가 관찰되지 않으며, 이는 스텐트 삽입 모델에서 와류 유동이 감속 후기까지 유지되고 있기 때문이다. 모델 2와 모델 3에서 스텐트의 다공도는 전단변형률 분포에 큰 영향을 미치지 않았다.

고 찰

스텐트를 이용한 동맥류의 치료는 광경 동맥류나 방추형 동맥류의 치료에 널리 응용되고 있다. 혈류의 유동만으로 동맥류 내부의 혈전 형성의 모든 과정을 설명하기는 어려우나, 혈류 유동은 혈전 형성을 촉진시키는 혈류역학적 환경을 변화하는 중요한 인자로 예측된다. 스텐트의 삽입에 의한 방추형 동맥류 내부의 혈류 유동 변화를 관찰하기 위해 광색성 염료를 이용한 유동가시화방법이 사용되었다. 스텐트의 삽입은 동맥류 내부의 유동 양상을 크게 변화하였다. 가속 중기에 스텐트가 없는 모델에서는 동맥류 원위부에서 유입된 유동은 동맥류벽을 따라 와류를 형성하였으나, 스텐트의 삽입으로 원위부의 유입은 감소하며, 스텐트 구멍을 통해 반경 방향으로 유입되었다. 이는 Lieber 등[5]의 정성적 유동 관찰과 일치한다. 스텐트의 삽입은 전반적인 동맥류 내부 유동을 감소시켰으며, 형성된 와류 유동이 가속 후기까지 유지되었다. 이는 모혈관과 동맥류 주머니 사이의 분리된 유동이 지속되고 있음을 나타낸다. 따라

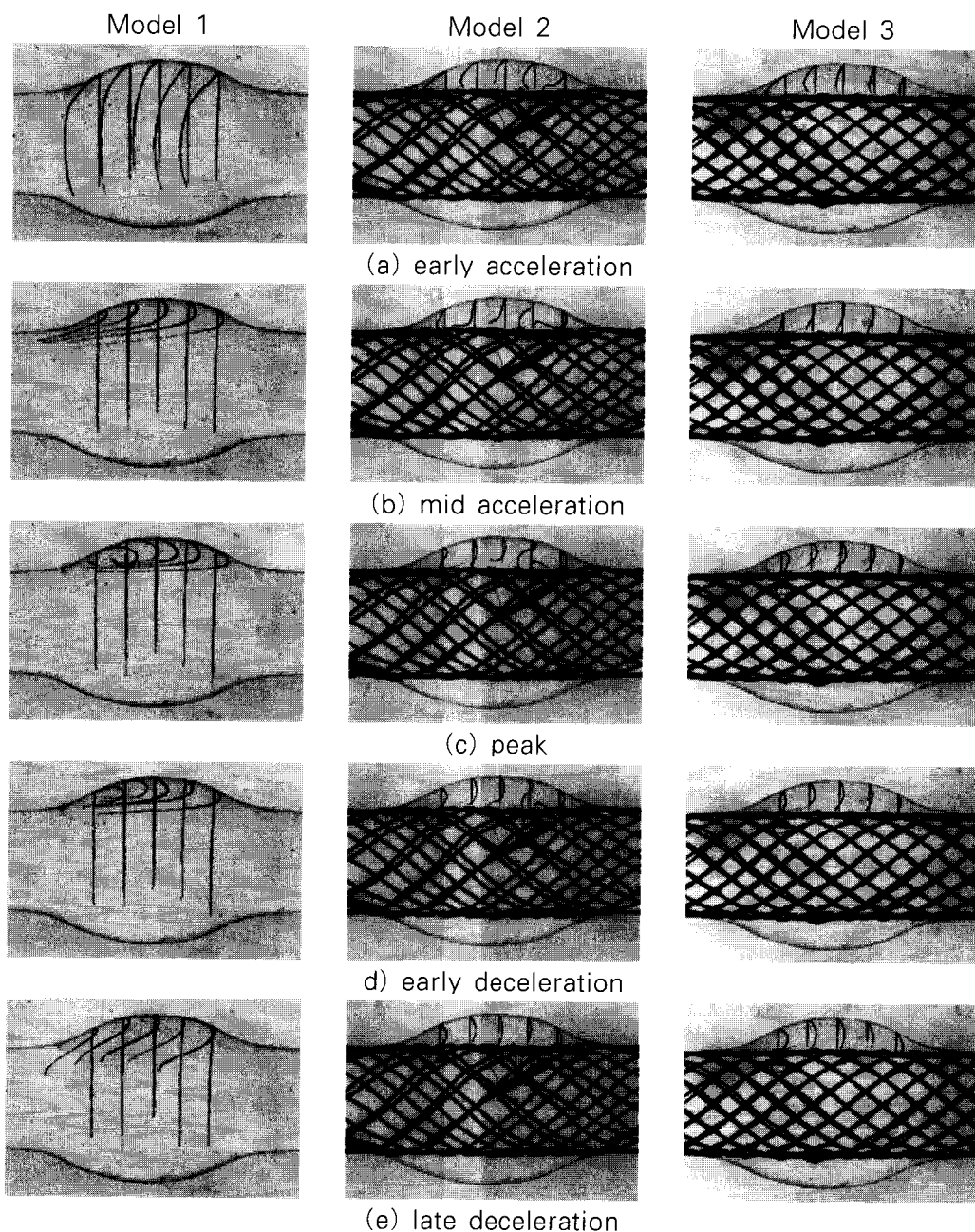


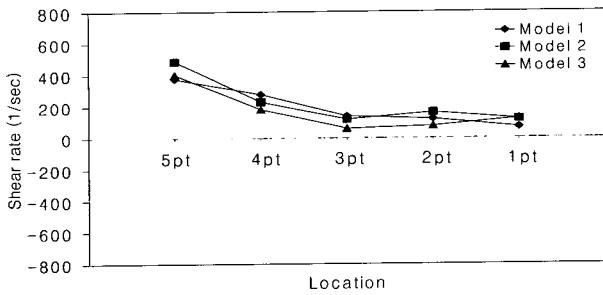
그림 4. 다섯 측정 위치에서 시간에 따른 자취선의 사진

Fig. 4. Photographs showing tracer lines at five different locations for different phases

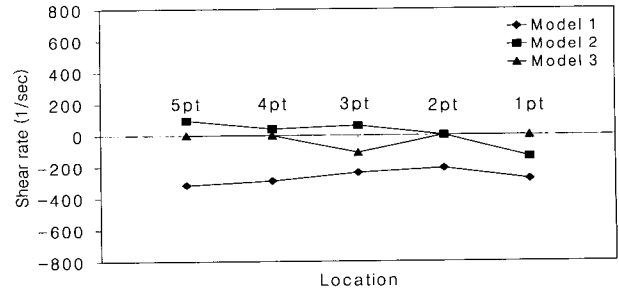
표 1. 동맥류 벽 위치에 따른 OSI. 위치는 그림 1을 참고로 함.
Table 1. OSI's at different locations of aneurysm wall.
Refer the locations to Fig. 1.

Location	1	2	3	4	5
Model 1 (without stent)	0.06	0.12	0.11	0.16	0.18
Model 2 (with stent 1)	0.15	0.29	0.38	0.49	0.63
Model 3 (with stent 2)	0.27	0.16	0.12	0.31	0.36

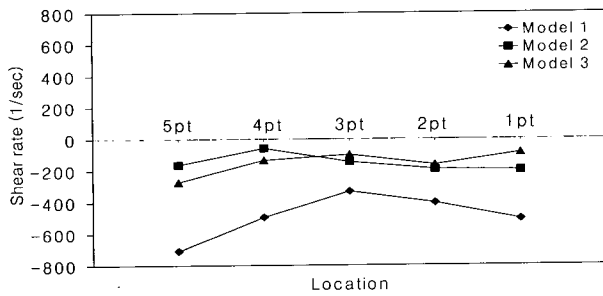
서 모혈관과 동맥류 내부는 운동량과 유체의 교환이 잘 일어나지 않으며 입자거주시간이 증가하므로 혈전의 형성이 발생하기 쉬운 혈류역학적 환경을 나타낸다. 스텐트의 삽입은 벽전단 변형률을 감소시켰다. 벽전단응력의 감소는 혈소판의 응집을 방지하는 PGI₂의 생산을 감소하므로, 혈전의 발생에 긍정적인 영향을 미칠 수 있다[13]. 일반적으로 크기가 작고 시간에 따라 방향이 변화하는 전단 응력은 혈관벽 내막의 거식증대를 촉진한다고 알려져 있다[14]. 전단 응력의 시간에 따른 방향의 변화는 OSI(oscillatory shear index)로 정량화할 수 있으며,



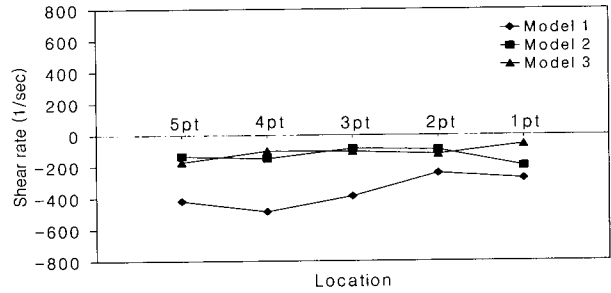
(a) early acceleration



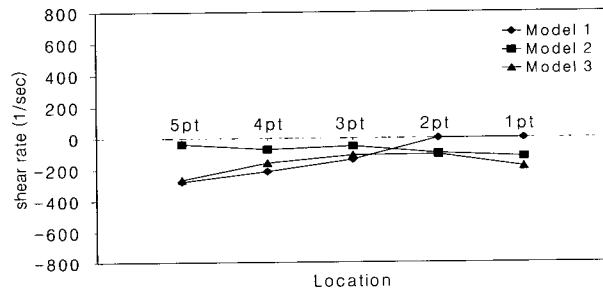
(b) mid acceleration



(c) peak



(d) early deceleration



(e) late deceleration

이는 한 주기 동안 주유동 방향의 반대 방향으로 작용하는 전단 응력을 시간에 대해 적분한 값을 전단 응력의 절대값의 적분 값으로 나눔으로 계산된다. OSI는 각 위치에서 주유동 방향 반대 방향으로 작용하는 전단변형률의 합을 전단변형률의 절대값의 합으로 나눔 값으로 근사화 하였다 (표 1). 스텐트 삽입 모델에서 OSI는 스텐트가 삽입되지 않은 모델에 비해 크게 나타나므로, 이는 내막거식증대와 혈전이 발생하기 쉬움을 나타낸다. 다공도가 작은 스텐트의 경우 혈류 유동의 감소가 나타났으나, 스텐트의 다공도는 유동장에 큰 영향을 미치지 않았다. Lieber 등[5]은 측방동맥류 모델에서 스텐트의 다공도에 따른 동맥류 내부 유동장을 정성적으로 관찰하였다. 스텐트의 다공도가 비교적 큰 경우 (80%, 82%, 85%) 스텐트의 다공도에 따른 동맥류 내부 유동장의 변화가 거의 없었다. 그러나 다공도가 작은 경우 (76%)에는 다공도가 큰 경우에 비하여 동맥류 기저부의 정체 지역이 더욱 크게 나타났다. Lieber 등의 실험에서 사용된 동맥류 모델 및 스텐트의 짜임새가 본 실험에서 사용된 모델과 스텐트와 다르므로 두 실험 결과의 비교가 어려우나, 일반적으로 사용되는 스텐트의 다공도 범위에

그림 5. 동맥류 벽의 위치에 따른 벽전단변형률의 분포. 위치는 그림 1을 참고로 함
Fig. 5. Wall shear rate distribution along the aneurysm wall. Refer the locations to Fig.1

서 스텐트의 다공도는 동맥류 내부 유동장에 큰 영향을 미치지 않음을 알 수 있다. 그러나 스텐트 다공도의 영향을 명확히 밝히기 위해서는 다공도가 더욱 작은 스텐트를 이용한 실험이 수행되어야 할 것이다.

결론

본 연구 결과 스텐트의 삽입으로 인한 동맥류 내부의 유동 속도 감소 및 동맥류 내부의 느린 와류 유동이 감속후기까지 지속됨이 관찰되었다. 다공도가 적은 스텐트(모델 3)는 다공도가 큰 스텐트(모델 2)에 비해 가속기 및 유량 최고기에서 동맥류 내부 유동을 더욱 감소시켰으나, 감속기에는 다공도에 따른 유동 변화가 거의 없었다. 또한 다공도는 벽전단변형률 및 OSI의 분포에 큰 영향을 미치지 않았다. 스텐트 삽입으로 인한 혈류의 정체 및 입자거주시간의 증가는 혈전의 발생을 촉진할 수 있다. 또한 벽전단변형률의 감소와 OSI의 증가는 혈관벽 내피세포의 기능에 영향을 미치므로 혈전의 형성 및 내막거식증대가 일어나기 쉬운 혈류역학적 환경을 제공한다. 따

라서 스텐트의 삽입으로 인한 동맥류 내부의 혈류 유동은 혈전의 형성 및 동맥류 폐색을 촉진하도록 변화함을 알 수 있었다. 그러나 혈류의 정체 및 전단응력변화에 따른 혈전의 형성, 스텐트벽의 neointima 형성, 혈관벽 기능 및 구조의 변화 등의 생물학적 연구가 추후 수행되어야, 혈류 유동에 의한 동맥류 폐색의 영향이 명확히 규명될 수 있을 것이다.

참고 문헌

1. M.R. Mayberg, H.H. Batjer and R. Darcey, "Guidelines for the management of aneurysmal subarachnoid hemorrhage", *Circulation*, Vol. 90, pp. 2592-2605, 1994
2. N. Knuckey, R. Haas, R. Jenkins and M. Epstein, "Thrombosis of difficult intracranial aneurysms by the endovascular placement of platinum-dacron microcoils", *J Neurosurg*, Vol. 77, pp. 43-50, 1992
3. A.K. Wakhloo, F. Schellhammer, J. de Vries, J. Haberstroh and M. Schumacher, "Self-expanding and balloon-expandable stents in the treatment of carotid aneurysms: an experimental study in a canine model", *Am J Neuroradiol*, Vol. 15, pp. 493-502, 1994
4. B.E. Francischelli, J.M. Tarbell and D.B. Geselowitz, "Local blood resident times in the Penn State Artificial Heart", *Artificial Organs*, Vol. 15, pp. 218-224, 1991
5. B.B. Lieber, A.P. Stancampiano and A.K. Wakhloo, "Alternation of hemodynamics in aneurysm models by tenting: influence of stent porosity", *Annals of Biomed Eng*, Vol. 25, pp. 460-469, 1997
6. S.C.M. Yu and J.B. Zhao, "A steady flow analysis on the stented and non-stented side wall aneurysm models", *Medical Eng & Physics*, Vol. 21, pp. 133-141, 1999
7. M. Aenis, A.P. Stancampiano, A.K. Wakhloo and B.B. Lieber, "Modelling of flow in a straight stented and nonstented side wall aneurysm model", *ASME J of Biomech Engng* Vol. 119, pp. 206-212, 1997
8. K. Hayashi, H. Handa, S. Nagasawa, A. Okumura and K. Moritake, "Stiffness and elastic behavior human intracranial and extracranial arteries", *J. Biomechanics* Vol. 13, pp. 175-184, 1980
9. K. Pektold, M. Resch and H. Florian, "Pulsatile non-Newtonian flow characteristics in a three dimensional human carotid artery bifurcation model", *ASME J of Biomech Engng*, Vol. 113, pp. 464-475, 1991
10. R.L. Whitmore, *Rheology of the circulation*. Pergamon Press, Oxford, pp. 93-133, 1968
11. 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 compliant artery", *J. Biomechanics*, Vol. 27, pp. 329-338, 1994
12. S.E. Oh and K. Rhee, "A study on the measurement of wall shear rates in a abdominal aorta", *J. of Biomed. Eng. Res.*, Vol. 21, No. 2, pp. 181-187, 2000
13. J.A. Frangos, L.V. McIntire, S.G. Eskin and C.L. Ives, "Flow effects on prostacyclin production by cultured human endothelial cells", *Science*, Vol. 227, pp. 1477-1479, 1985
14. D.N. Ku, D.D. Giddens, C.K. Zarins and S. Glagov, "Pulsatile flow and atherosclerosis in human carotid bifurcation", *Atherosclerosis*, Vol. 5, pp. 292-302, 1985