

스텐트 삽입에 의한 방추형 동맥류 내부의 유동장 변화

이계한* · 서남현* · 차상훈** · 한문희***

1. 서 론

동맥류는 혈관의 일부가 주머니처럼 부풀어 나는 혈관계 질병이다. 특별히 뇌혈관에서 발생하는 동맥류는 동맥류 파열로 인한 지주막하 출혈을 야기하므로 매우 위험하다. 수술로 두개골을 절개하고 뇌동맥류를 치료할 경우 수술로 인한 합병증 등의 위험 때문에 최근에는 가는 도관을 혈관을 통해 삽입한 후, 도관을 통해 동맥류 내부에 코일이나 색전물을 동맥류 내부에 주입하는 최소 침습적 방법이 사용되고 있다. 그러나 목이 넓은 광경 동맥류나 방추형 동맥류의 치료에는 코일이 모혈관으로 돌출하기 쉬우며, 동맥류 내부를 코일로 완전히 채우기 어려우므로 코일을 이용한 동맥류의 치료가 어렵다⁽¹⁾. 최근에는 자가 팽창형 스텐트를 동맥류 목에 삽입시켜, 동맥류 내부의 혈류 유동을 정체 시키므로 동맥류를 폐색하는 방법이 사용되고 있다⁽²⁾. 동맥류 내부의 혈전의 형성은 다양한 혈액 인자 및 혈관벽 세포가 분비하는 효소 등이 관여하는 복잡한 경로에 의해 영향을 받으나, 혈액의 정체, 입자 거주시간, 혈관벽의 전단응력 등의 혈류역학적 요인들도 혈전의 형성에 영향을 미칠 수 있다. 스텐트 삽입에 의한 동맥류 내부의 유동장 변화가 연구된 바 있으나, 유동장의 정성적 관찰⁽³⁾이나 상류 유동에서의 유동장의 측정⁽⁴⁾ 등 비교적 단순한 연구에 국한되어 있다. 본 연구에서는 맥동 유동에서 방추형 동맥류 모델 내부의 유동 속도와 혈관벽 전단 응력을 측정하여, 스텐트 삽입으로 인한 혈류 유동의 변화를 관찰하고자 한다.

2. 본 론

2.1 실험 방법

투명한 실리콘 수지 (Sylgard 18, Dow-Corning)을 이용하여 동맥류 모델을 제작하였다. 동맥류 모델은 직경이 5 mm인 관에 방추형 확장부가 발생한 형태이

며, 동맥류 목이 11 mm, 최대 확장부 직경이 8 mm이다. 0.1 mm의 nitinol 철사를 마름모 형태로 짜서 제작된 스텐트를 사용하였다. 사용된 스텐트는 원주 방향으로 8개의 매듭이 있는 8각 스텐트와 12개의 매듭이 있는 12각 스텐트이다. 각 마름모의 면적 중 철사 면적을 제외한 유효 개구 면적과 마름모의 면적의 비를 스텐트의 다공도로 정의하며, 8각 스텐트의 경우 다공도가 0.86, 12각 스텐트의 경우 다공도가 0.79이다. 동맥류 모델은 생리학적 맥동 유량을 발생하는 모의 순환 장치에 삽입되었으며, 모의 순환 장치는 압축 공기에 의해 작동되었다. 작동 유체로는 60°C의 파라핀오일이 사용되었으며, 유량은 초음파 유량계(TM 501, Transonic Inc.)에 의해 측정되었다. 유동장의 측정은 광색성 염료를 이용한 유동가시화 방법에 의해 수행되었다. 광색성 염료를 이용한 유동가시화 방법은 소량의 광색성 염료를 작동 유체에 섞은 후 특정 파장의 레이저 광을 이용하여 유동장의 자취선을 만들어 내는 방법이다. 이 자취선의 움직임을 사진으로 기록하여, 자취선의 변위를 측정하여 속도를 측정하며, 속도 분포의 벽에서의 기울기를 계산하여 벽전단변형률을 구한다. 본 연구에서는 광색성 염료로 TNSB ($1',3',3'$ -trimethyl-6-nitroindoline-6-spiro-2-benzospyran)를 사용하였으며, 광원으로는 337 nanometer의 파장을 갖는 펄스 질소 레이저를 사용하였다. 광색성 염료를 이용한 유동장 측정 기술의 정확성은 기존 연구에서 검증된 바 있다⁽⁵⁾.

2.2 결과

동맥류의 축 방향 다섯 위치에서 (그림 2 참조) 속도 분포가 측정되었다. 각 위치에서 맥동 유량의 한 주기 중 다섯 위상-가속 초기($t/T=0.12$), 가속 중기($t/T=0.23$), 유량 최고기($t/T=0.23$), 감속 초기($t/T=0.33$), 감속 후기($t/T=0.4$) -에서 각각 속도 분포가 측정되었다. 그림 1은 유량 최고기에서 자취선을 보여준다. 그림에서 수직한 직선 자취선은 레이저 조사 위치를 나타내며, 곡선의 자취선은 수직한 자취선이 10 millisecond 후에 이동한 모습이다. 유량 최고기에서 스텐트를 삽입하지 않은 모델(모델 1)에서는 동맥류 내부의 역류의 발생으로 인한 와류의 형성이 관찰되나, 8각 스텐트 삽입 모델(모델 2)과 12각 스텐트 삽입 모델(모델 3)에서는 유동이 정체된 양상을 나타내고 있다.

* 명지대학교 기계공학부

** 충북대학병원 진단방사선과

*** 서울대학병원 진단방사선과

또한 스텐트가 없는 모델에서는 동맥류 목 원위부에서 유입되나, 스텐트 삽입 모델에서는 스텐트 구멍을 통하여 반경 방향으로 유입되고 있다. 감속기에서는 스텐트가 없는 모델에서는 와류가 붕괴되어 없어지나, 스텐트가 있는 모델에서는 저속의 와류가 계속 유지되고 있었다. 벽에서의 전단변형률은 가속초기를 제외하고 스텐트를 삽입한 모델에서 낮았다. 유량최고기의 벽전단변형률의 분포가 그림2에 나타나있다. 스텐트가 없는 모델에서는 벽전단변형률이 스텐트가 있는 모델에 비해 최고 3배 이상 크게 나타났다.

3. 결 론

스텐트의 삽입으로 동맥류 내부의 유동 속도가 현저히 감소하였으며, 동맥류 원위부 목에서 동맥류 내부로 유입되는 유량이 감소하였다. 따라서 스텐트의 삽입은 동맥류 내부의 혈전 형성이 발생하기 쉬운 혈류역학적 환경을 제공하게 된다. 또한 스텐트 삽입으로 동맥류 벽의 전단변형률도 현저히 감소하였으며, 이에 따라 혈관벽 내피 세포에서 분비하는 PGI_2 의 분비의 감소로 인한 혈소판 부착의 증대로 혈전의 형성이 용이해지리라 예측된다.

후 기

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

참고 문헌

- (1) N. Knuckey, R. Haas, R. Jenkins and M. Epstein, 1992, "Thrombosis of difficult intracranial aneurysms by the endovascular placement of platinum-dacron microcoils", J Neurosurg, Vol. 77, pp. 43-50,
- (2) A.K. Wakhloo, F. Schellhammer, J. de Vries, J. Haberstroh and M. Schumacher, 1994 "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
- (3) B.B. Lieber, A.P. Stancampiano and A.K. Wakhloo, 1997 "Alteration of hemodynamics in aneurysm models by stenting: influence of stent porosity", Annals of Biomed Eng, Vol. 25, pp. 460-469
- (4) S.C.M. Yu and J.B. Zhao, 1999, "Steady flow analysis on the stented and non-stented side wall aneurysm models", Medical Eng & Physics, Vol. 21, pp. 133-141
- (5) K. Rhee and J.M. Tarbell, 1994, "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,

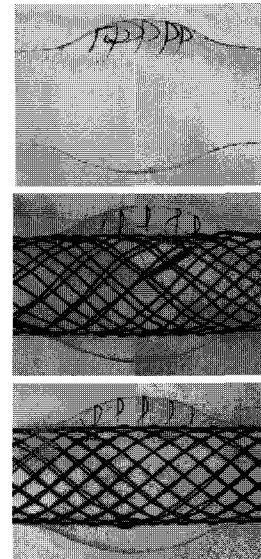


Fig. 1 Time line traces at peak flow for different models.

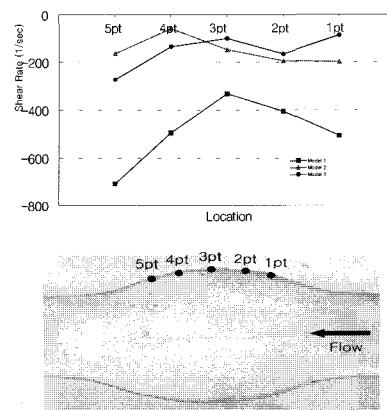


Fig. 2 Wall shear rate distributions along the aneurysm wall at peak flow. Lower figure shows the measurement locations.