

코일위치가 동맥류 내부 유동에 미치는 영향

정우원* · 이계한**

1. 서 론

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. 혈전 형성에 의한 동맥류 폐색은 혈소판의 활성화 및 혈관벽 부착, 생화학적 인자의 분비 등에 의해 시작되며¹⁾, 이에 혈류의 유동 특성은 큰 영향을 미친다. 본 연구에서는 내경 동맥에서 발생한 측방 동맥류에 코일로 인한 부분 폐색이 발생할 경우, 부분 폐색 위치에 따른 동맥류 내부 혈류 유동장을 수치해석을 이용하여 계산하였다. 동맥류 폐색에 영향을 미치는 유체역학적 인자인 동맥류 유입 유량 및 벽전단응력 등을 계산하여 효율적인 동맥류 폐색을 위한 코일 위치를 제시하고자한다.

2. 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 동맥류 크기의 자료를 이용하여²⁾ 평균값을 갖는 측방 동맥류 모델을 사용하였다. 동맥류의 목너비는 3.1 mm, 장직경 5.3 mm, 높이 5.3 mm이고, 직경이 3.6 mm인 내경 동맥의 측방에 발생한 동맥류 모델이다. 수치해석은 유한체적법을 이용한 상용 전산유체해석 프로그램 Fluent 6.0을 사용하였다. 뇌혈관에서 발생하는 유동은 주기적인 맥동 유동이므로 비정상 유동장을 계산하였다. 맥동 유량 파형은 경동맥에서 발생하는 생리학적 유량 파형을 사용하였다. 뇌혈관은 일반적으로 다른 혈관에

비해 탄성도가 적으므로³⁾ 혈관벽의 반경 방향 운동은 없다고 가정하였다. 혈액은 비뉴턴성 점성 특성을 나타내므로, Carreau의 모델을 이용하여 점성특성을 모델링하였다.

$$\eta = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty}) [1 + (\lambda \dot{\gamma})^2]^{\frac{q-1}{2}}$$

(η : 점성계수, $\dot{\gamma}$: 전단변형률)

계수는 $\eta_0=0.056$ Pa s, $\eta_{\infty}=0.00345$ Pa s, $\lambda=3.313$ s, $q=0.356$ 를 사용하였다. 이 모델의 유효성은 검증된 바 있다⁴⁾.

3. 결 과

코일 삽입은 모혈관에서 동맥류 주머니 내부로의 혈류의 유입을 차단함으로써, 동맥류 내부의 혈류 정체를 유도한다. 동맥류 내부의 혈류 유입은 혈전의 형성 및 동맥류 색전에 영향을 미치는 중요한 혈류역학적 인자이므로 동맥류 목에서 주머니로 유입되는 유량을 계산하였다. 심실 수축기에는 코일의 위치에 따른 유입 유량의 차이가 거의 없었으나 심실이완기에는 천정 폐색 모델에서 유입 유량이 크게 나타났다. 시간에 따른 유입 유량의 평균값은 목 근위부 및 원위부를 폐색한 경우가 가장 적었다 (Fig. 1). 그림에서 pn, dn, pd, dd는 근위부 목, 원위부 목, 근위부 천정, 원위부 천정을 각각 나타낸다.

혈전 형성 지역은 유동의 정체로 인해 평균 벽전단응력이 적으므로, 낮은 벽전단응력은 혈전 형성을 촉진시키는 혈류역학적 환경을 제공할 수 있다. 동맥류 벽의 전단응력은 시간 및 공간적 위치에 따라 변하므로, 동맥류 및 코일벽의 공간적 평균값을 각 시간에 대해 계산하였다(Fig. 2). 평균 벽전단응력은 코일 위치에 큰 영향을 받지 않았다. 동맥류 주머니 내부에 벽전단응력이 임계응력 이하인 지역이 클수록 혈전의 형성으로 인

* 명지대학교 대학원

** 명지대학교 기계공학부

한 동맥류 폐색이 발생하기 쉬우므로5), 동맥류 내부의 벽 전단응력이 0.6 Pa이하인 면적이 각 시간에 대해 계산되었다(Fig. 3). 임계 벽전단응력 값 이하 지역의 면적이 클수록 혈전이 형성에 의한 동맥류 폐색 가능성이 크다. 벽 전단응력이 임계전단응력보다 적은 지역의 면적은 목 폐색 모델에서 크게 나타났다.

후 기

본 연구는 보건 의료 기술 연구 개발 사업(01-PJ1-PG3-31400-0003)에 의해 지원 받아 수행되었음.

참 고 문 헌

- (1) Y.P. Gobin et. al., 1994, "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., 1999.
- (2) L. Parlea et. al., 1999, "An analysis of the geometry of saccular intracranial aneurysms", *AJNR*, Vol.20, pp.1079-1089.
- (3) S. Scott, G.G.et. al., 1972, "Comparison of the elastic properties of human intracranial artereries and aneurysm" *Can. J. Physiol. Pharmacol.*, Vol. 50, pp.328-332.
- (4) R.K. Banerjee, 1992, "A study of pulsatile flows with non-Newtonian viscosity of blood in large arteries" Ph.D Thesis, Drexel University.
- (5) K.C. Chang et. al., 1999, "The forward rate of binding of two surface tethered reactants: Effects of relative motion between two surfaces", *Biophys. J.*, Vol.76, pp.1280-1292.

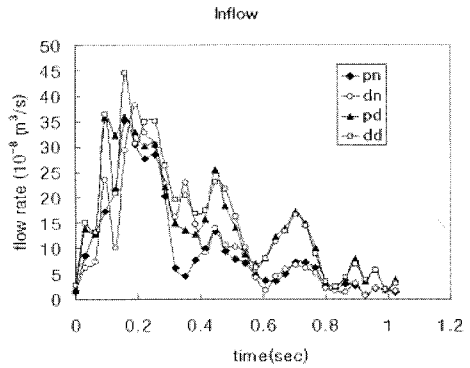


Fig. 1 Flow rate into aneurysm for different coil locations.

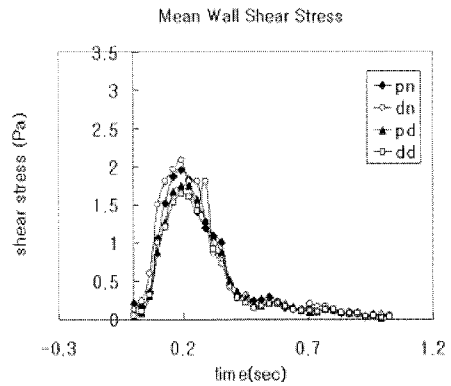


Fig. 2. Mean aneurysm wall shear stress for different coil locations.

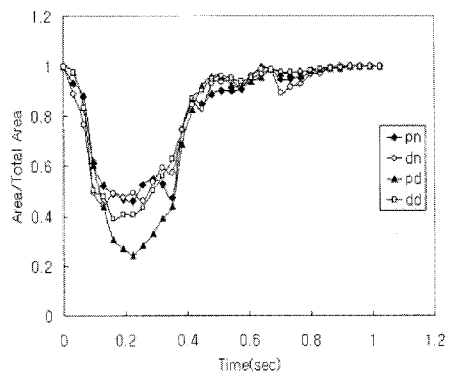


Fig. 3 Normalized area of low wall shear region for different coil locations.