J. Biomed. Eng. Res.
Vol. 25, No. 4, 295-300, 2004

코일 위치에 따른 동맥류 내부 혈류유동의 변화

이계한, 정우원

명지대학교 공과대학 기계공학부
(2004년 3월 5일 접수, 2004년 8월 16일 채택)

Intraaneurysmal Blood Flow Changes for the Different Coil Locations

Kyehan Rhee, Woo Won Jeong

Department of Mechanical Engineering, Myongji University
(Received March 5, 2004. Accepted August 16, 2004)

요 약 : 코일을 동맥류에 삽입하여 동맥류 내부 유동 정체를 유발하므로 동맥류를 치료 방법이 최근 많이 사용되고있다. 동맥류의 내부를 코일로 완전히 채우지 못하고 부분 폐색할 경우가 발생하며, 동맥류의 부분 폐색 위치에 따라 혈류 유동이 변하므로 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. 효율적인 동맥류 폐색을 위한 코일 위치를 제시하기 위하여 내경 동맥에서 발생한 측방 동맥류의 부분 폐색 위치와 내경 동맥의 형상에 따른 동맥류 내부 유동장을 수치해석을 이용하여 해석하였다. 3차원 맥동 유동장은 혈액의 비뉴톤성 점성 특성을 고려하여 계산되었다. 또한 동맥류 폐색에 영향을 미치는 유체역학적 인자인 동맥류 유입 유량 및 벽전단응력을 계산하였다. 코일을 동맥류 목에 삽입하였을 경우에는 천정부에 삽입한 경우에 비해 동맥류 내부로 혈류의 유입을 감소되었다. 임계 벽전단응력 이하의 저 전단응력지역은 곡선형 모혈관에 비해 직선형 모혈관에서 컸으며, 원위부 목 폐색 모델에서 가장 크게 나타났다. 따라서 동맥류 원위부 목은 동맥류 내부로의 혈류 유입이 감소하고, 저 전단응력 지역을 크게하는 코일 위치이므로, 이 위치는 동맥류 색전술시 혈전의 형성으로 인한 동맥류 폐색에 적합한 위치로 예상된다.

Abstract : Coil embolization technique has been used recently to treat cerebral aneurysms. When a giant or a multilobular aneurysm are treated by coils, filling an aneursym sac completely with coils is difficult and partial blocking of an aneurysm sac is inevitable. Blood flow characteristics, which may affect the embolization process of an aneurysm sac, are changed by the locations of coils for the partially blocked aneurysms. Blood flow fields are also influenced by the geometry of a parent vessel. In order to suggest the coil locations effective for aneurysm embolization, the blood flow fields of lateral anuerysm models were analyzed for the different coil locations and parent vessel geometries. Three dimensional pulsatile flow fields are analyzed by numerical methods considering non-Newtonian viscosity characteristics of blood. Flow rate into the aneurysm sac (inflow rate) and wall shear stress, which are suspected as flow dynamic factors influencing aneurysm embolization, are also calculated. Inflow rates were smaller and the low wall shear stress zones were larger in the neck blocked models compared to the dome blocked models. Smaller inflow and larger low wall shear stress zones in the distal neck blocked model imply that the distal neck should be the effetive coil locations for aneurysm embolization.
Key Words : Lateral Aneurysm, Coil Embolization, Hemodynamics, Numerical Analysis

서 론

동맥류는 혈관의 일부분이 주머니나 방추형으로 팽창하는 혈관계 질환이다. 뇌동맥류는 뇌혈관의 측방이나 분기부 종단에 주로 발생하며, 성장하여 파열하면 지주막하 출혈을 야기하여 높은 사망률과 중병 유병률을 나타낸다. 최근 뇌동맥류를 치료하기 위하여 코일을 이용한 동맥류 색전술이 개발되어 사용된다. 이 최소침습적 기법은 혈관을 통하여 가는 도관을 동맥류 주머니 내부에 위치시키고, 도관을 통하여 동맥류 주머니 내부를 코일로 채워 동맥류내부 혈류 유입을 차단하여 혈전을 형성시키므로 동맥류를 폐색하는 방법이다. 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[1]. 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 혈류 유동 특성이 변하므로, 모혈관의 형상에 따라 효율적인 동맥류 폐색을 위한 코일의 위치가 변할 수 있다. 혈전 형성에 의한 동맥류 폐색은 혈소판의 활성화 및 혈관벽 부착, 생화학적 인자의 분비등에 의해 시작되며[2], 이에 혈류의 유동 특

본 연구는 보건 의료 기술 연구 개발 사업 (01-PJ1-PG3-31400-0003)에 의해 지원 받아 수행되었음
통신저자 : 이계한, (449-728)경기도 용인시 남동 산 38-2
명지대학교 공과대학 기계공학부
Tel. (031)330-6426 Fax. (031)321-4959
E-mail. khanrhee@mju.ac.kr

성은 큰 영향을 미친다. 따라서 코일을 삽입한 후 동맥류 내부의 유동 변화에 관한 많은 연구가 수행되었다[3].

혈소판의 혈관벽 부착은 혈액에서 혈관벽으로 대류에 의한 전달과 혈관벽에서의 반응도에 영향을 받으며[4], 이는 혈류의 유동과 밀접한 관계에 있다. 일반적으로 혈액이 정체되거나 재순환하는 지역, 재부착점 등에서 혈전이 발생하기 쉽다고 알려져있다[5]. 혈전 형성에 영향을 미치는 구체적인 유체역학적 인자로는 전단응력, 전단변형률, 속도 및 입자거주시간 등이 지목된다. 과다한 전단응력은 혈소판을 활성화하여 혈소판의 응집 및 혈관벽 부착을 촉진할 수 있으며[6], 전단 변형률은 대류에 의한 혈소판의 혈관벽 이동 및 혈관벽 표면의 반응도를 향상하여 혈전 형성을 촉진한다[7]. 혈관벽에 수직한 혈류 속도가 클수록 혈소판의 혈관벽 축적이 커질 수 있으나, 정체점 유동에서는 수직속도가 큰 정체점 후류에서 혈소판 밀도가 가장 컸다[8]. 또한 정체점의 시간에 따른 위치 변화도 혈소판 침적에 영향을 미친다고 보고되었다[9]. 혈관벽 주변의 입자 거주 시간은 백혈구와 혈소판의 혈관벽 부착과 긍정적 상호관계가 있으나[10] 이외에도 입자의 혈관벽 접촉시간, 혈구의 혈관벽 이동 등이 혈구의 혈관벽 부착에 영향을 미칠 수 있다[11]. 그러나 동맥류 색전에 영향을 미치는 유체역학적 인자에 관한 구체적 연구는 미흡하다. 클립을 이용한 동맥류 폐색시 동맥류 주머니 내부의 정체 및 동맥류 주머니 유입 속도를 측정한 실험적 연구가 수행된 바 있으나, 2차원 속도 측정으로 동맥류 내부 유동의 정확한 자료가 부족하다[12].

따라서 본 연구에서는 내경 동맥에서 발생한 측방 동맥류에 코일로 인한 부분 폐색이 발생할 경우, 부분 폐색 위치에 따라 직선형 및 곡선형 내경동맥 모델에서 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.

방 법

1. 동맥류 모델

본 연구에서는 동맥류가 자주 발생하는 내경 동맥에서 발생한 측방 동맥류를 모델링하였다. 내경 동맥과 동맥류의 형상은 개인에 따라 모양과 크기가 다르므로, 환자의 혈관 조영술을 이용하여 측정한 동맥류의 크기의 자료를 이용하여[13] 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 동맥류를 각각 모델링하였다. 내경동맥의 형상을 혈관조영술로 측정한 자료에서, 휘어짐이 큰 부분의 곡률반경의 평균값을 이용하여[13] 혈관과 곡률 반경의 비를 0.17로 정하였다. 삽입된 코일은 동맥류 직경의 0.75배인 구로 모델링하였고, 삽입된 위치는 목 근위부, 목 원위부, 천정 근위부, 천정 원위부이다. 목 위치에서는 코일이 모혈관으로 돌출하지 않도록 동맥류 목 근위부 및 원위부에서 접하도록 모델을 설정하였고, 천정부 위치에서는 천정부 근위부 및 원위부에 각 각 접하도록 코일의 위치를 결정하였다. 수치해석을 위하여 3차원 동맥류 모델은 격자로 분할되었다. 직선형 모혈관의 경우 30506개, 곡선형 모혈관의 경우 26528개의 사면형 격자로 구성되었으며 (그림1), 격자를 세분화하여도 수치해석 결과에는 영향을 미치지 않았다.

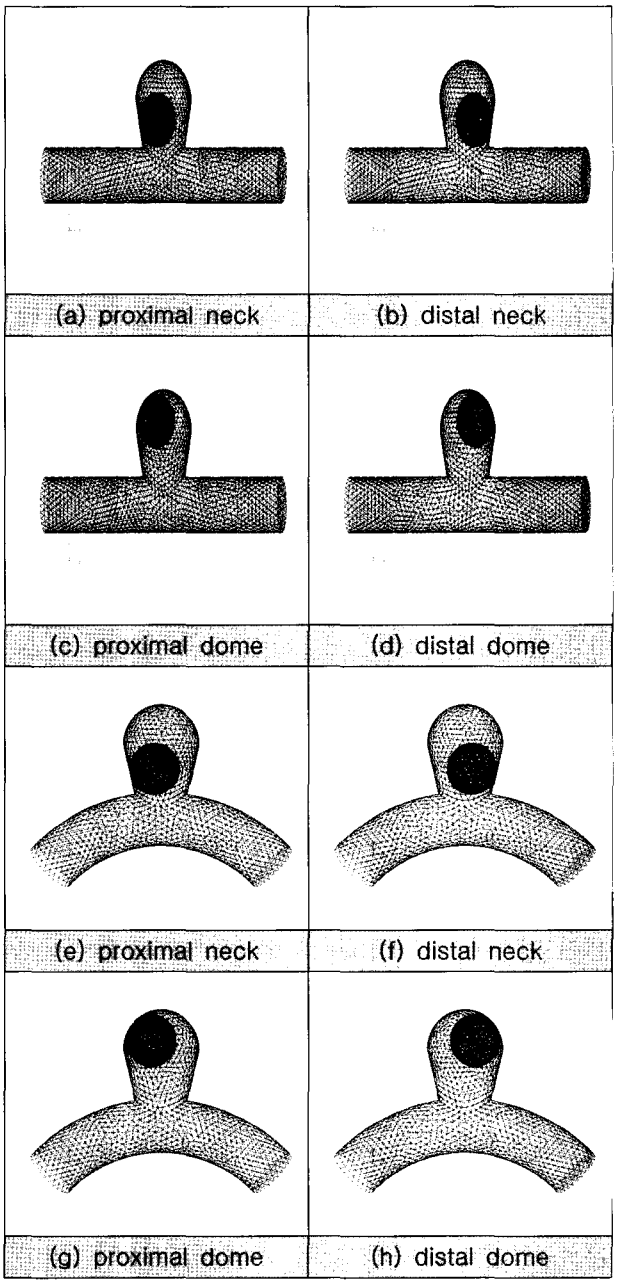


그림 1. 수치 해석에 사용된 동맥류 모델 및 코일 위치. 그림에서 유동 방향은 왼쪽에서 오른쪽이다.
Fig. 1. *Aneurysm models and grids for the different coil locations. Flow direction in the figure is from the left to the right.*

2. 수치해석

유동장은 3차원 비압축성 층류 유동장을 가정하고, 연속방정식과 모멘텀방정식을 수치해석적 방법으로 계산하였다. 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 유량파형을 사용하였으며, 이는 그림 2에 나타나있다. 한 주기의 유량 파형을 33개의 구간으로 나누어 각 시간마다 입구에서 완전 발달된 속도 분포를 입구조건으로 주었으며 출구는 압력경계조건을 주었다. 각 시간 구간마다 20번의 반복계산을 수행하였으며, 세 주기까지의 계산 후 각 주기의 속도 분포의 차이가 거의 나타나지 않았으므로, 수렴을 확인할 수 있었다. 뇌혈관은 일반적으로 다른 혈관에 비해 탄성도가 적으므로[14] 혈관벽의 반경 방향 운동은 없다고 가정하였다. 혈액은 비뉴톤성 점성 특성을 나타내므로, Carreau의 모델을 이용하여 점성특성을 모델링하였다.

$$\eta = \eta_{\infty} + (\eta_{0} - \eta_{\infty})[1 + (\lambda\Upsilon)^2]^{\frac{(q-1)}{2}}$$

(η: 점성계수, Υ: 전단변형률)

계수는 η_0=0.056 Pa·s, η_∞=0.00345 Pa·s, λ=3.313 s, q=0.356를 사용하였다. 이 모델의 유효성은 검증된 바 있다[15].

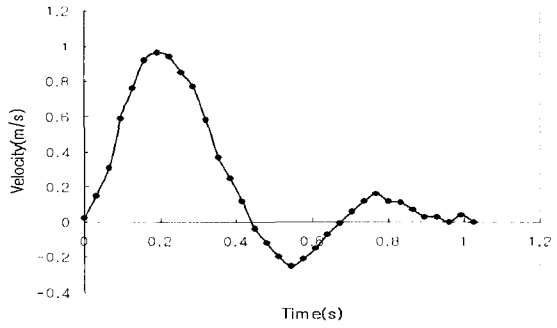


그림 2. 동맥류 모델 입구에서의 면적 평균 속도 파형
Fig. 2. Area averaged velocity waveform at the inlet of an aneurysm model

결 과

1. 유동특성

1) 직선형 모혈관

가속기에는 목근위부에서 동맥류 내부로 혈류가 유입된다. 목 근위부 폐색의 경우 코일 측면으로 유입된 혈류가 원위부로 유출되며, 원위부 폐색의 경우 근위부에서 유입된 혈액이 원위부 코일 측면으로 유출되었다. 천정부 폐색의 경우는 근위부에서 유입된 혈액은 대부분 원위부 쪽으로 유출되며, 일부는 근위부 목으로 유출되며 재순환 지역을 형성하였다. 유량이 증가함에 따라 목근위부 폐색 모델에서는 목 원위부로부터의 유입이 증가하나 목원위부 폐색 모델에는 코일 측면으로 일부 유입된 혈류가 근위부 목 쪽으로 약하게 유출되었다. 천정부 폐색 모델에서는 목원위부에서 유입된 혈류가 동맥류 내부에서 와류를 형성하며, 일부 혈류는 코일 측면으로 돌아 목 근위부로 유출되었다(그림 3). 감속기에는 목 근위부 폐색 모델의 경우 목 원위부에서 강하게 유입되는 혈류가 관찰되었으나, 목 원위부 폐색 모델에서는 원위부 코일 측면으로 일부 유입된 혈류가 근위부 목으로 유출되었다. 천정부 폐색모델에서는 목 원위부에서 유입된 혈류가 동맥류 내부에 와류를 형성하면서, 일부가 동맥류 근위부 목으로 유출되었다.

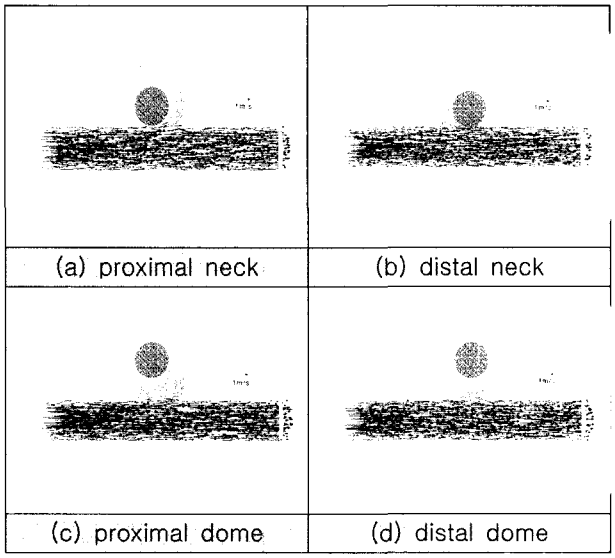


그림 3. 직선형 모혈관 모델의 중앙 평면에서 코일 위치에 따른 유량 최고기(t=0.19s)의 속도 벡터 분포
Fig. 3. Velocity vectors at the midplane of straight parent vessel models for the different coil locations at peak flow (t=0.19s)

2) 곡선형 모혈관

가속기에는 곡선형 모동맥 모델에서의 유동장은 직선형 모혈관 모델의 경우와 유사하게 나타났으나, 목근위부 폐색모델에서 약간 강한 목 근위부 유입이 관찰되었다. 유량이 증가함에 따라 목 근위부 폐색의 경우 일부 혈류가 목 근위부에서 코일 측면으로 돌아 유입되나 유입이 매우 적었다. 목 원위부 폐색의 경우 목 근위부에서의 혈류 유입이 관찰되었다. 천정부 폐색 모델의 경우 직선형 모동맥 모델의 경우와 유사하게 목원위부에서 유입된 혈류가 동맥류 내부에서 와류를 형성하며, 일부 혈류는 코일 측면으로 돌아 목 근위부로 유출되었다(그림 4). 감속기에는 목 근위부 폐색 모델에서 목원위부에서 유입되는 혈류가 관찰되었으며, 직선형 모혈관 모델에 비해 유입속도가 더욱 컸다. 목원위부 폐색의 경우 목 입구에서 약한 혈류의 유입이 관찰되었고 원위부 코일 측면으로 일부 유입된 혈류가 근위부 목으로 유출되었다. 천정부 폐색모델에서는 직선형 모혈관 모델과 유사하게 목 원위부에서 유입된 혈류가 동맥류 내부에 와류를 형성하면서, 일부가 동맥류 근위부 목으로 유출되었다.

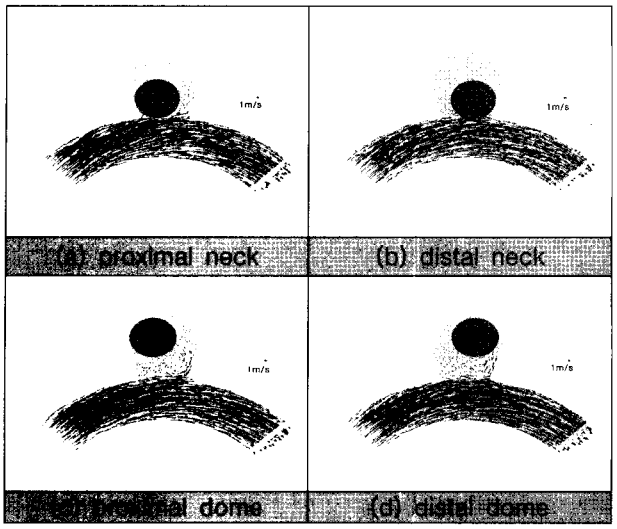
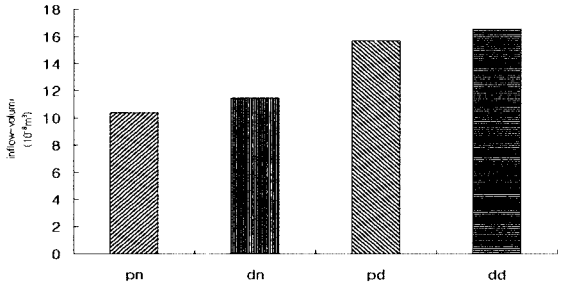


그림 4. 곡선형 모혈관 모델의 중앙 평면에서 코일 위치에 따른 유량 최고기(t=0.19s)의 속도 벡터 분포
Fig. 4. Velocity vectors at the midplane of curved parent vessel models for the different coil locations at peak flow (t=0.19s)

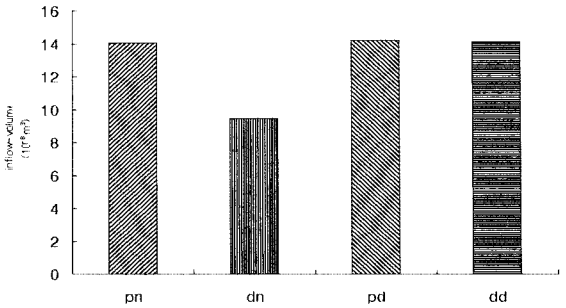
2. 혈류 유입 및 벽전단응력

1) 혈류 유입 특성

코일 삽입은 모혈관으로부터 동맥류 주머니 내부로의 혈류의 유입을 차단함으로, 동맥류 내부의 혈류 정체를 유도한다. 동맥류 내부의 혈류 유입은 혈전의 형성 및 동맥류 색전에 영향을 미치는 중요한 혈류역학적 인자이다. 혈류 유입 특성을 정량화하기 위하여 동맥류 목에서 주머니로 유입되는 유량을 계산하였다. 유입 유량은 각 시간에서 동맥류 목 평면에 수직한 속도를 목 면적에 대해 적분하여 계산하였고, 이를 한 주기동안 적분하여 유입된 혈류량(부피)를 계산하였다 (그림 5). 직선형 모혈관의 경우에는 유입 혈류량이 천정부 폐색에 비해 목 폐색에서 적었으며, 곡선형 모델에서는 목 원위부를 폐색할 경우 가장 적었다. 곡선형 모혈관 모델에서는 목 근위부를 폐색할 경우 원심력과 목근위부 입구의 코일에 의한 Coannda 효과의 영향으로 유입 유량의 증가가 발생하여 목근위부 폐색시 유입 혈류량이 증가한 것으로 예측된다.



(a) Model with a straight parent vessel



(b) Model with a curved parent vessel

그림 5. 코일 위치에 따른 동맥류 유입 혈류량. pn, dn, pd, dd는 근위부 목, 원위부 목, 근위부 천정, 원위부 천정을 각각 나타낸다. (a) 직선형 모혈관 모델 (b) 곡선형 모혈관 모델
Fig. 5. Inflow volumes during a cardiac cycle for the different coil locations. pn, dn, pd and dd denote proximal neck, distal neck, proximal dome and distal dome, respectively. (a) Model with a straight parent vessel (b) Model with a curved parent vessel

2) 벽전단응력

혈전의 혈성은 동맥류 색전에 가장 중요한 단계이며, 혈관벽의 전단응력은 혈소판의 전달, 활성화, 응집 및 혈관벽 부착 등에 영향을 미친다. 전단응력과 혈전의 형성과의 정확한 상관 관계의 규명은 아직 밝혀지지 않았으나, 혈전 형성 지역은 유동의 정체로 인해 평균 벽전단응력이 적으므로, 낮은 벽전단응력은 혈전 형성을 촉진시키는 혈류역학적 환경을 제공할 수 있다. 동맥류 모델 중앙 평면에서 최고 유량기(t=0.19초)의 전단응력 분포가 그림 6,7 에 나타나있다. 평균 벽전단응력은 직선형 모혈관의 경우 코일 위치에 큰 영향을 받지 않았다. 곡선형 모혈관의 경우 평균 전단응력은 직선형 모혈관의 경우에 비해 컸으며, 목근위부 폐색 모델에서 가장 크게 나타났다. 혈전 형성의 초기에는 혈관벽의 혈구와의 반응도가 혈소판 부착에 큰 영향을 미치며, 혈관벽 반응도는 임계 혈관벽 전단응력이하에서 증가한다고 알려져있다[16]. 따라서 동맥류 주머니 내부에 벽전단응력이 임계응력 이하인 지역이 클수록 혈전의 형성으로 인한 동맥류 폐색이 발생하기 쉽다. 혈전의 형성을 촉진하는 임계응력의 크기는 아직 정확하게 알려진 바 없으나, 혈관벽 전단응력의 시간 평균값이 임계응력으로 사용될 수 있다. 동맥류 주머니 내부 전단응력의 시간평균값이 0.5-0.7 Pa 정도이므로, 동맥류 내부의 벽 전단응력이 0.6 Pa이하인 면적이 각 시간에 대해 계산되었다(그림 8). 임계 벽전단응력 값 이하 지역의 면적이 클수록 혈전이 형성에 의한 동맥류 폐색 가능성이 크다. 벽 전단응력이 임계전단응력보다 적은 지역의 면적은 목 폐색 모델에서 크게 나타났으며, 곡선형 모혈관의 경우 목 원위부 폐색 모델에서 가장 크게 나타났다.

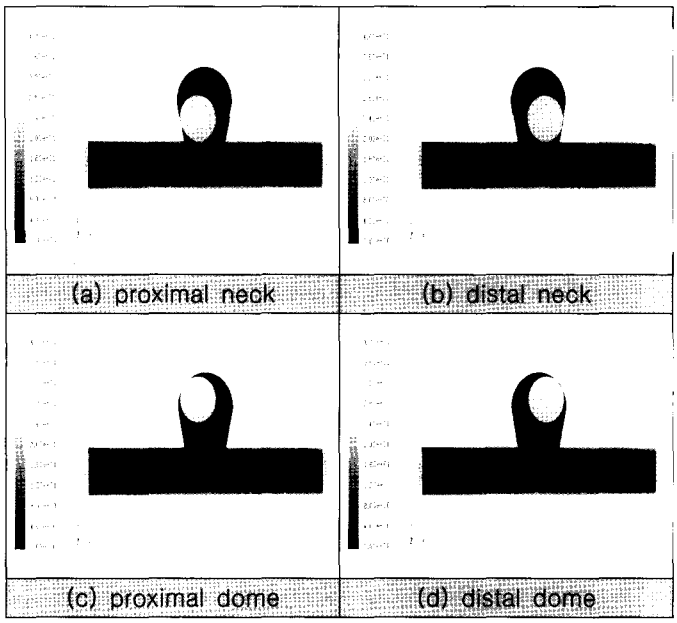


그림 6. 직선형 모혈관 모델의 중앙 평면에서 코일 위치에 따른 유량 최고기(t=0.19s)의 전단응력 분포 (단위는 Pascal)
Fig. 6. Velocity vectors at the midplane of straight parent vessel models for the different coil locations at peak flow (t=0.19s) (unit in the figure is Pascal)

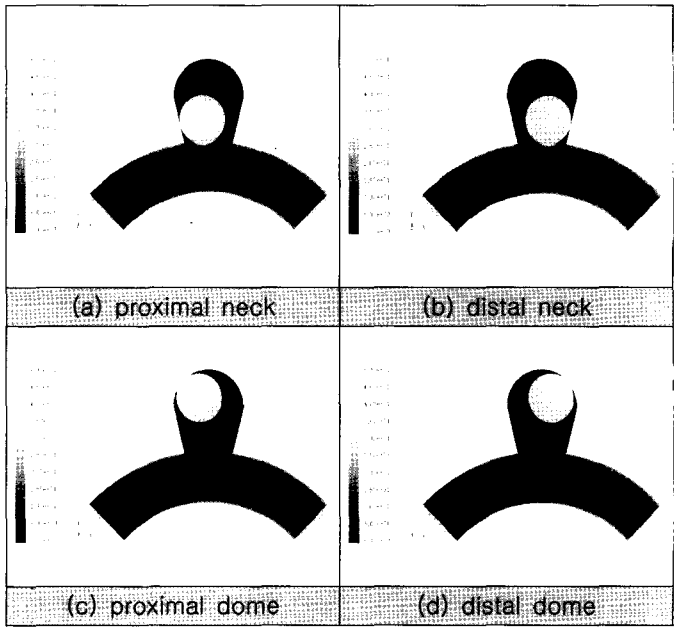
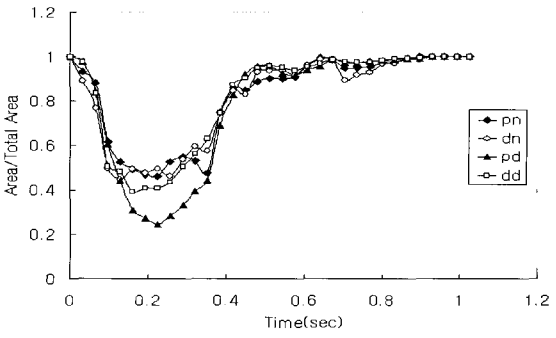
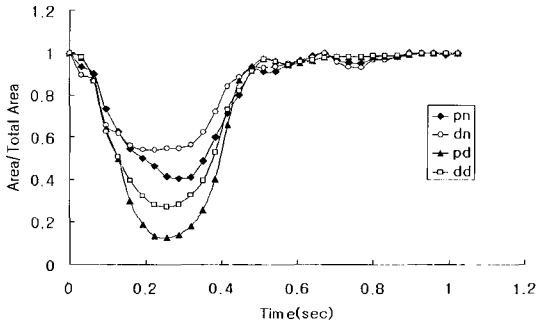


그림 7. 곡선형 모혈관 모델의 중앙 평면에서 코일 위치에 따른 유량 최고기(t=0.19s)의 전단응력 분포 (단위는 Pascal)
Fig. 7. Velocity vectors at the midplane of curved parent vessel models for the different coil locations at peak flow (t=0.19s) (unit in the figure is Pascal)



(a)



(b)

그림 8. 동맥류 벽 전체 면적 중 벽전단응력이 0.6 Pa이하인 지역의 면적. pn, dn, pd, dd는 근위부 목, 원위부 목, 근위부 천정, 원위부 천정을 각 각 나타낸다. (a) 직선형 모혈관 모델 (b) 곡선형 모혈관 모델
Fig. 8. The area of the region, where the wall shear stresses are lower than 0.6 Pa, normalized by the total aneurysm wall area. pn, dn, pd and dd denote proximal neck, distal neck, proximal dome and distal dome, respectively. (a) Model with a straight parent vessel (b) Model with a curved parent vessel

결 론

동맥류를 코일을 이용하여 부분 폐색하였을 경우 코일의 위치에 따른 유동장의 변화를 관찰하기 위하여 수치해석을 이용하여 유동장을 해석하였다. 코일을 동맥류 목에 삽입하였을 경우 천정부에 삽입한 경우에 비해 동맥류 내부로 혈류의 유입이 감소하였으며, 곡선형 모혈관의 경우에는 목 원위부의 폐색은 근위부의 폐색에 비해 효율적으로 혈류 유입을 차단할수 있었다. 곡선형 모혈관의 경우 평균 벽전단응력은 직선형 모혈관에 비해 컸으며, 이는 혈전이 형성되기 어려움을 나타낸다. 임계 벽전단응력 이하의 저 전단응력 지역은 곡선형 모혈관에 비해 직선형 모혈관에서 컸으며, 직선형 및 곡선형 모혈관 모델의 원위부 목 폐색 모델에서 가장 크게 나타났다. 따라서 동맥류 원위부 목은 동맥류 내부로의 혈류 유입이 적고, 저 전단응력 지역이 큰 코일의 위치이므로, 동맥류 색전술시 혈전의 형성으로 인한 동맥류 폐색에 적합한 위치로 예상된다.

참 고 문 헌

1. 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
2. L. Friedman and E. Leonard, "*Platelet adhesion to artificial surfaces: Consequences of flow, exposure time, blood condition and surface nature*", Fed. Proc., Vol. 30, pp. 1641-1648, 1971
3. 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
4. T. David, S. Thomas and P.G. Walker, "*Platelet deposition in stagnation point flow: an analytical and computational simulation*", Med. Eng. & Phys., Vol. 23, pp. 299-312, 2001
5. T. Karino and H. Goldsmith, "*Role of blood cell-wall interactions in thrombogenesis and atherogenesis: a microrheological study*", Biorheology, Vol. 21, pp. 587-601, 1984
6. D.M. Wotton and D.N. Ku, "*Fluid mechancis of vascular systems, diseases, and thrombosis*", Ann. Rev. Biomed. Eng., pp. 299-329, 1999
7. P.W. Longest and C. Kleinstreuer, "*Comparison of blood particle deposition models for non-parallel flow domains*", J. Biomech., Vol. 36, pp. 421-430, 2003
8. K. Affeld, A.J. Reininger, J. Gadischke, K. Grunert, S. Schmidt and F. Thiele, "*Fluid mechanics of the satgantion point flow chamber and its platelet deposition*", Art. Org., Vol. 19, pp.597-602, 1995
9. A. Hazel and T.J. Pedley, "*Alteration of mean wall shear stress near an oscillating stagnation point*", J. Biomech. Eng., Vol. 120, pp. 227-237, 1998
10. P.D. Henry and C.H. Chen, "*Inflammatory mechanisms of atheroma formation. Influence of fluid mechanics and lipid-derived inflammatory mediators*", Am. J. Hypertens. Vol. 6, pp. 328s-334s, 1994
11. J.M. Ross, B.R. Alevriadou and L.V. McIntire, *Rheology* :in Thrombosis and Hemorrhage, 2nd ed., edited by J. Loscalzo and A.I. Schafer, Baltimore, MD: Williams & Williams, pp. 405-421, 1998
12. H.S. Byun and K. Rhee, "*Intraaneurysmal flow changes affected by clip location and clip magnitude in a lateral aneurysm model*", Med. Eng. & Phys.,Vol. 25, pp. 581-589, 2003
13. 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
14. 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
15. R.K. Banerjee, "A study of pulsatile flows with non-Newtonian viscosity of blood in large arteries", Ph.D Thesis, Drexel University, 1992
16. K.C. Chang and D.A. Hammer, "*The forward rate of binding of two surface tethered reactants: Effects of relative motion between two surfaces*", Biophys. J., Vol. 76, pp. 1280-1292, 1999