

스텐트 공극률의 뇌동맥류 모델 내부 유동장 영향 수치해석

판다이탄* · 이 상 옥**

* 울산대학교 기계공학부

Effect of Stent Design Porosity on Hemodynamics Within Cerebral Aneurysm Model: Numerical Analysis

Dai Thanh Phan* and Sang-Wook Lee**

* School of Mechanical Engineering, Univ. of Ulsan

(Received August 6, 2013 ; Revised October 28, 2013 ; Accepted October 28, 2013)

Key Words: Cerebral Aneurysm(뇌동맥류), Stent(스텐트), Porosity(공극률), Hemodynamics(혈류역학), CFD(전산유체역학), Wall Shear Stress(벽전단응력), Velocity Reduction Ratio(유속 감소비)

초록: 본 연구에서는 상대적으로 얇은 두께의 스트럿을 가진 스텐트를 적용하여 스텐트의 공극률(80%, 74% 및 64%)에 따른 뇌동맥류 내부 유동 특성 변화를 이해하고자 CFD 해석을 수행하고, 기존의 발표된 실험 결과와 비교하였다. 수치해석 방법으로는 이차의 사면체 요소(quadratic tetrahedral element) 기반의 유한요소해석(FEM) 코드를 이용하였다. 뇌동맥류 내부 평균유속 감소비의 정량적인 면에서는 실험 결과와 약간의 차이를 보였으나, 스텐트 공극률에 따른 뇌동맥류 내부 유동장 패턴 및 평균유속 감소의 상대적 특성 등은 비교적 잘 일치하는 것을 확인할 수 있었다. 또한 본 연구에서 고려한 가장 높은 80% 공극률을 가지는 스텐트의 경우에도 비교적 우수한 뇌동맥류 유입 유속 감소 효과를 가짐을 확인할 수 있었으며, 이보다 더 낮은 공극률을 가진 스텐트의 경우에는 약간의 추가적인 뇌동맥류 유입 유속 감소 효과를 가지나, 유속 및 벽전단응력 등의 혈류역학적 특성은 큰 변화가 없음을 알 수 있었다.

Abstract: In the present study, CFD simulations were conducted for investigating intra-aneurysmal flow characteristics with different stent porosities ($C_\alpha = 80\%$, 74% , and 64%), and the simulation results were compared with experimental data. Using a quadratic tetrahedral element-based finite element scheme, we estimated velocity fields and wall shear stress. The intra-aneurysmal velocity reduction ratios obtained via simulation agree well with published experimental data. It was found that a stent with a porosity of 80%, which is highest in the present study, is able to effectively reduce flow into the aneurysm, which causes intra-aneurysmal stasis, and that stents with lower porosities afford only incremental benefits in reducing inflow to an aneurysm.

- 기호설명 -

A_{abcd} : 사각형 abcd의 면적
 A_{1234} : 사각형 1234의 면적
 B : 스텐트 마름모 형상의 가로 길이
 C_α : 스텐트 공극률
 D : 직선 모혈관의 직경
 H : 스텐트 마름모 형상의 세로 길이
 L_s : 스텐트 길이
 R_a : 구(Sphere) 형상 뇌동맥류 반경

t : 스텐트 스트럿 두께
 \overline{V}_{ns} : 스텐트가 설치되지 않았을 때 뇌동맥류 내부 전체 평균 유속값
 \overline{V}_{st} : 스텐트가 설치되었을 때 뇌동맥류 내부 전체 평균 유속값
 \overline{V}_R : 뇌동맥류 내부 평균 유속 감소비
 \overline{V}_{pl} : 뇌동맥류 내부의 주어진 평면에서의 평균 유속값
 U_m : 모혈관 입구 영역에서의 평균 유입 유속값
WSS : 벽전단응력 (Wall shear stress)

† Corresponding Author, leesw@ulsan.ac.kr

1. 서론

뇌혈관의 구조적 강도가 약한 부분에 주머니 모양의 비정상적 국소 확장 형태로 발생하는 뇌동맥류 혈관질환은 궁극적으로 급성 파열에 의한 출혈성 뇌졸중(Hemorrhagic stroke)을 일으키는 위험 인자 중 하나이다. 이러한 뇌동맥류 급성 파열 위험도의 임상적 진단에 있어 일반적으로 형태학적 진단 인자를 기준으로 뇌동맥류의 크기에 의존하고 있으며, 임상적 통계를 바탕으로 직경이 7mm 이상인 경우 파열 위험도가 높아 일반적으로 치료적 시술을 시행하게 되며, 특히 후방 뇌순환(Posterior cerebral circulation) 혈관에 발생한 경우, 그리고 자각 증상이 있는 경우에 상대적으로 뇌동맥류 파열 위험도가 높은 것으로 알려져 있다.⁽¹⁻³⁾ 그러나 이러한 기존의 형태학적 진단 기준에 따른 뇌동맥류 파열 고위험군 범위 밖의 뇌동맥류에서도 갑작스런 파열이 흔히 보고되고 있으며, 최근 들어 이러한 형태학적 진단 인자 외에 혈류역학적 기능성 진단인자 도출을 목표로 뇌동맥류 유동 CFD 해석을 통한 혈류역학적 진단 인자의 민감도(Sensitivity) 분석에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다.⁽⁴⁻⁸⁾

뇌동맥류 급성 파열을 방지하기 위한 치료 시술로는 개두술 후 뇌동맥류의 목(Neck) 부분을 작은 클립으로 묶는 뇌동맥류 결찰술(Clipping)과 뇌동맥류 내부를 백금 코일로 채워 넣어 혈류 유입을 완전 차단하는 코일 색전술(Coiling)이 많이 시행되어 왔으며, 최근 들어 스텐트 단독 삽입으로 뇌동맥류 내부로의 혈류 유입 유동을 감소시켜 혈류유동에 의한 뇌동맥류에 작용하는 하중을 최소화함과 동시에 혈전 응고를 유기하는 스텐트 삽입(Stenting) 시술법이 큰 관심을 받고 있다. 혈류역학적 관점에서의 스텐트 설계 인자로는 공극률(Porosity), 스텐트 메쉬 패턴(Mesh pattern), 스트럿 단면 형상 및 크기 등이 있으며, 이 중 공극률이 혈류유동 특성에 가장 큰 영향을 미칠 것으로 예측된다. 이러한 스텐트 설계 인자가 뇌동맥류 내부 혈류유동장 특성 및 스텐트 성능에 미치는 영향을 이해하기 위하여 많은 실험 및 수치해석적 방법에 의한 연구가 수행되어져 왔다.

Kim 등⁽⁹⁾은 다양한 곡률의 모혈관을 가진 뇌동맥류 모델에 두 개의 서로 다른 스텐트 설계 형상(Tristar stent & wallstent)를 적용하여 스텐트 설

계 형상과 모혈관 곡률 특성의 복합적 작용에 의한 뇌동맥류 내부 유동 변화에 대한 분석을 목적으로 CFD 해석을 수행하였으며, 모혈관의 곡률에 따라 스텐트의 혈류역학적 성능이 크게 영향 받음을 보였다. Liou 와 Li⁽¹⁰⁾는 나선형(Helical shape)의 스텐트를 적용하여 직선모혈관의 낭상(Saccular) 뇌동맥류 모델에서의 유동장에 대한 수치해석을 수행하였으며, 공극률에 따라 뇌동맥류 유입 유동의 운동량 감소효과에 큰 차이가 나타나는 것을 보였다. 또한 Kim 등⁽¹¹⁾은 격자볼츠만 기법(Lattice Boltzmann method)을 적용하여 스텐트 공극률 및 스트럿 형상의 변화가 뇌동맥류 혈류역학적 특성에 미치는 영향에 대한 연구를 수행하였다. 최근에는 Yu 등⁽¹²⁾은 뇌동맥류 모델에 스텐트를 설치하여 입자영상상속계(Particle Image Velocitometer, PIV)를 이용, 스텐트 공극률에 따른 뇌동맥류 내부유동장 변화 관찰을 목적으로 실험을 수행하였다.

그러나, 이러한 기존의 수치해석 연구에서는 수치해석상의 용이함을 위하여 스텐트 스트럿의 두께를 상대적으로 크게 적용하였다. (~0.2mm) 일반적으로 스텐트의 구조적 유연성(Flexibility)은 스텐트 시술시 최적 시술 성능을 결정하는 중요한 요소 중 하나이며, 이를 위하여 최근 설계 및

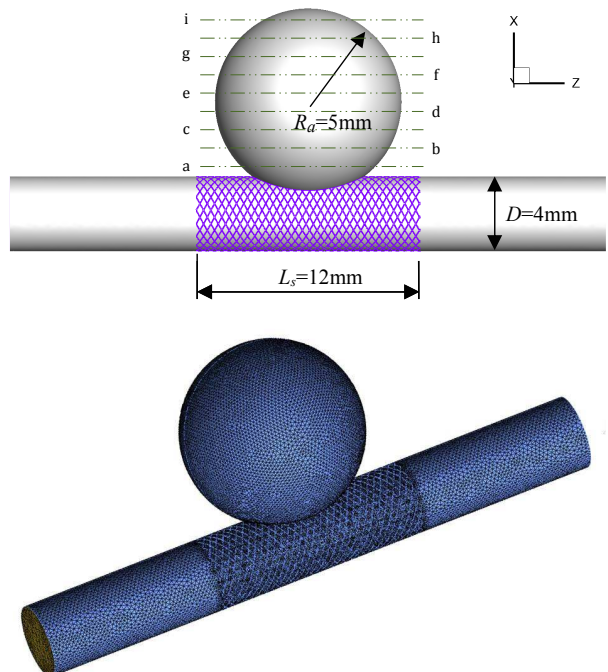


Fig. 1 Model configuration and computational grid of cerebral aneurysm model with stent

Table 1 The dimensions of stent models

Stent	H (mm)	B (mm)	t (mm)	C _α (%)
w/o	-	-	-	100
1	0.64	0.36	0.038	80
2	0.65	0.27	0.038	74
3	0.54	0.16	0.038	64

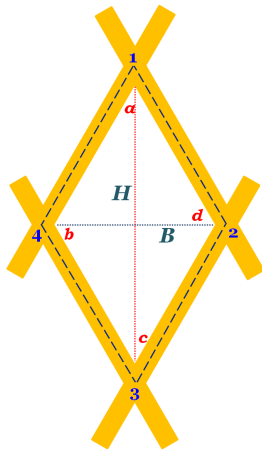


Fig. 2 A schematic of the rhombus shaped stent

제작 기술의 향상으로 스텐트의 스트럿 두께가 계속 작아지는 추세에 있다.

본 연구에서는 이를 고려하기 위하여 Yu 등⁽¹²⁾의 실험에서 적용한 스텐트와 동일한 0.038 mm 두께의 상대적으로 얇은 스트럿 형상의 스텐트를 적용하여 CFD 해석을 수행함으로써, 공극률에 따른 뇌동맥류 혈류역학적 특성 변화를 조사하였다.

2. 수치 모델 및 해석 방법

2.1 뇌동맥류 및 스텐트 모델 형상

본 연구의 수치해석 모델은 실험 결과와의 비교 분석을 목적으로 Yu 등⁽¹²⁾의 PIV 실험에서 적용한 모델과 동일한 뇌동맥류 및 스텐트 모델 형상을 고려하였다. Fig. 1에 보인 것과 같이 D = 4mm 직경의 직선 모혈관과 반경 R_a = 5mm를 가지는 이상적인 구(sphere) 형상의 뇌동맥류 형상을 고려하였다. 또한 스텐트의 경우, Fig. 2에서와 같이 사각형 단면의 마름모(Rhombus) 형상 메쉬 타입의 스텐트를 적용하였으며, 스텐트 공극률(Porosity)에 따른 뇌동맥류 내부 혈류 유동장 변화를 보기 위하여 세 종류

의 서로 다른 공극률, 즉, C_α = 80%, 74% 및 64%을 고려하였다. 이 때 공극률은 Yu 등⁽¹²⁾에서 정의한 방법과 동일하게 아래와 같이 구하였으며, 각각의 공극률을 가진 스텐트의 스트럿 제원을 Table 1에 나타내었다.

$$C_{\alpha} = \frac{A_{abcd}}{A_{1234}} \quad (1)$$

스텐트 스트럿의 두께는 Yu 등⁽¹²⁾에서의 제원과 동일하게 t = 0.038 mm로 적용하였으나, 스텐트 길이 L의 경우, 수치격자 및 계산의 효율성을 위하여 상대적으로 짧게 L = 12 mm를 적용하였다.

2.2 수치해석 방법

본 해석의 지배방정식으로는 정상상태 나비에-스톡스(Navier-Stokes) 방정식을 적용하였으며, 수치해석 방법으로는 기존의 다양한 혈류유동 해석 연구에 적용되어 실험결과와의 충분한 비교 검증이 이루어진 이차의 사면체 요소 (Quadratic tetrahedral element) 기반 유한요소 해석(FEM) 코드를 이용하였다.^(13,14) 수치 격자계로는 스텐트 설치 후 CFD 해석의 경우 약 3,000,000개의 사면체 격자를 적용하였으며, Fig. 1에서와 같이 상대적으로 높은 해상도가 요구되는 스텐트 주위에 보다 조밀한 격자를 생성하였다. 경계 조건으로는 모혈관 직경을 특성 길이로 할 때 레이놀즈수 Re = 300에 해당하는 정상 상태 완전발달 유속 분포를 모혈관 입구부에 적용하였고 출구부에는 p = 0의 압력 조건을 적용하였다. 또한, 혈류유동의 경우, 일반적으로 전단희박(Shear thinning) 특성의 비뉴턴 유동 특성을 가지나, 본 연구에서는 뉴턴 유동을 가정하였다. 일반적으로 비뉴턴 유동 특성에 의한 영향은 모세혈관 유동의 경우 그 중요성이 매우 크지만, 본 연구에서와 같이 직경이 상대적으로 큰 모혈관에서 발생하는 뇌동맥류 혈류유동의 경우 이러한 비뉴턴 유동 특성이 전반적 유동장 패턴에 미치는 영향이 상대적으로 크지 않은 것으로 알려져 있다.

3. 결과 및 고찰

3.1 뇌동맥류 내부 유동

Fig. 3는 직선 모혈관을 가진 뇌동맥류 형상 모델에 대하여 스텐트가 설치되기 전과 세 종류의

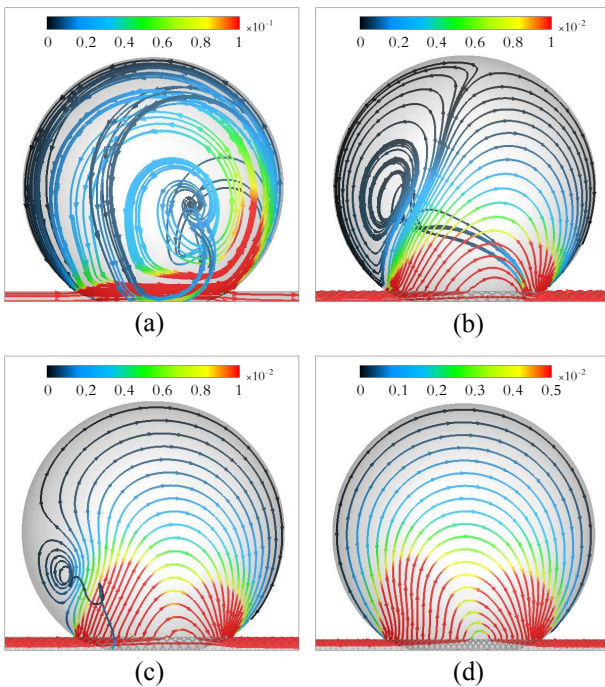


Fig. 3 Streamline plots in mid-plane (a) no stent ($C_\alpha = 100\%$) (b) $C_\alpha = 80\%$ (c) $C_\alpha = 74\%$ (d) $C_\alpha = 64\%$

서로 다른 공극률을 가진 스텐트가 설치된 후의 뇌동맥류 중심면(Midplane)에서의 내부 유동 유선(Streamline)을 나타내었다. 스텐트 설치 전의 경우, 뇌동맥류의 입구부에서 원위부 목(Distal neck) 방향으로 유동이 유입되어 바깥 쪽 벽을 따라 뇌동맥류 전 영역을 포함하는 보텍스(Vortex)를 형성하는 것을 알 수 있다. 그러나 공극률 $C_\alpha = 80\%$ 경우, 스텐트의 저항으로 인해 유입 유동의 위치가 근위부 목(Proximal neck) 방향으로 이동되고, 이로 인하여 뇌동맥류 내부에 반대 방향으로 회전하는 두 개의 보텍스가 발생하였다. 또한 공극률이 더욱 감소함에 따라 유입 유동의 운동량도 크게 감소하게 되며, 이 때 보텍스의 방향은 스텐트가 설치되기 전의 경우와 반대 방향을 가짐을 알 수 있다. 이러한 뇌동맥류 내부 유동장 특성은 전반적으로 Yu 등⁽¹²⁾에 의한 PIV 실험 결과와 유사한 결과를 보였으나, $C_\alpha = 80\%$ 인 경우에 있어서는 본 CFD 결과와 보텍스 회전 방향에 있어 상이한 결과를 보였다. 이러한 결과 차이는 실험과 본 수치 모델간 스텐트와 뇌동맥류의 상대적 위치 정렬에 있어서의 차이와 본 수치해석에서 적용된 스텐트 모델의 길이가 실험 모델에 비해 상대적으로 작은 것이

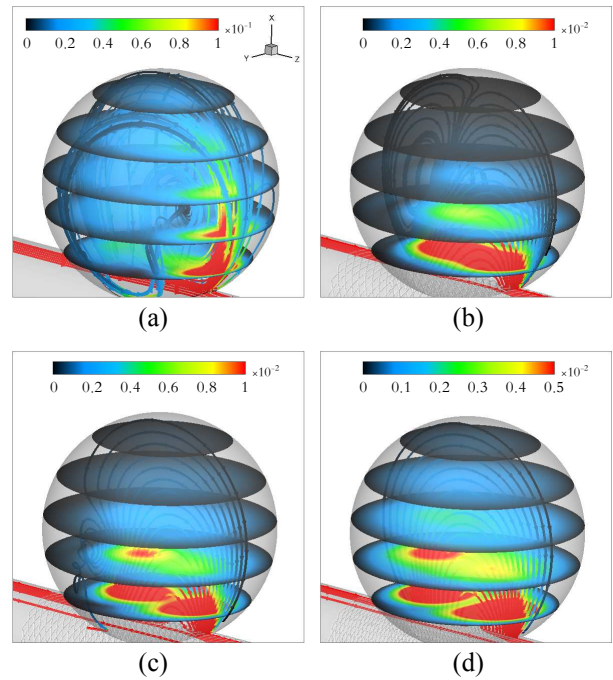


Fig. 4 3D intra-aneurysmal flow structures and velocity magnitudes (normalized by the inlet mean velocity) with (a) no stent ($C_\alpha = 100\%$) (b) $C_\alpha = 80\%$ (c) $C_\alpha = 74\%$ (d) $C_\alpha = 64\%$

원인이 될 수 있음을 추정해 볼 수 있다. 그러나, 스텐트 길이의 경우, 스텐트 설치 후 혈관벽과 직접 접촉되어 있고, 스트럿의 두께가 매우 작기 때문에 비록 경계층 내에서의 유속 분포에 영향을 줄 수 있으나, 뇌동맥류 유입 유동장 패턴에는 큰 영향을 주지 않으리라 판단된다. 그러나 이에 대한 보다 상세한 추후 비교 연구가 필요하리라 생각된다.

Fig. 4는 3차원 뇌동맥류 내부 유선 및 수평 단면에서의 유속 크기를 나타내고 있으며, 스텐트 설치 후, 유입 유동의 운동량이 현저히 감소하며, 특히 뇌동맥류 Dome 주위에서 운동량 및 유속이 크게 감소하여 매우 작음을 알 수 있다. 또한 스텐트가 설치되기 전의 3차원상의 내부 유동 분포와 달리, 스텐트 설치 후 운동량이 크게 감소함으로써 인하여 뇌동맥류 내부 유동장이 축방향으로 평면적인 유동이 생성됨을 볼 수 있다.

뇌동맥류 목(Neck) 위치의 단면에서의 유속 분포를 Fig. 5에 나타내었으며, 스텐트를 통과하는 유입 유동의 위치를 보다 더 분명히 알 수 있다. 즉 스텐트 설치 전의 경우 유동이 관성의 영향으로 원위부 목(Neck) 근처에서 유입되어 뇌동맥류

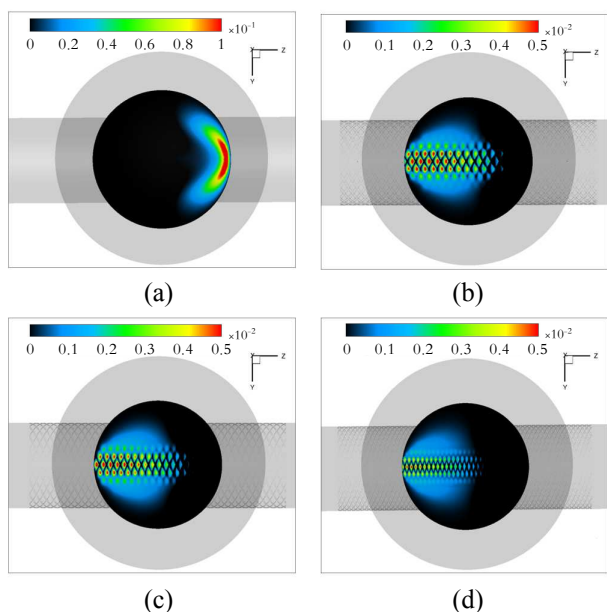


Fig. 5 Velocity distribution toward aneurysm sac at the neck (a) no stent ($C_a= 100\%$) (b) $C_a= 80\%$ (c) $C_a= 74\%$ (d) $C_a= 64\%$

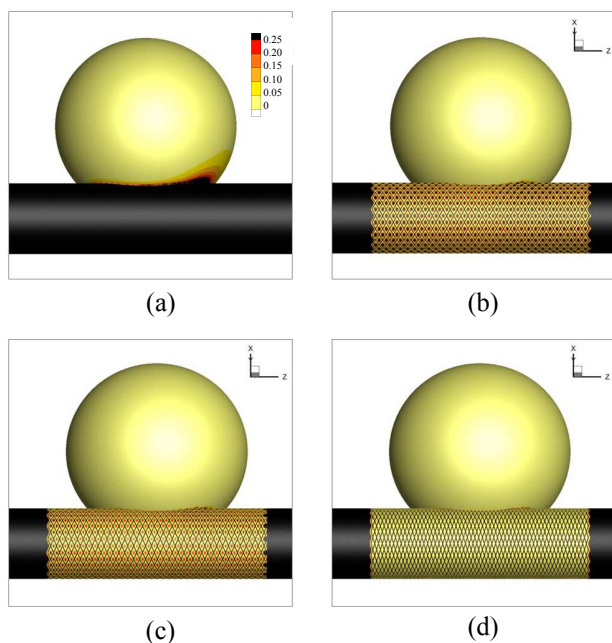


Fig. 6 WSS distribution (normalized by the inlet WSS) on the aneurysm (a) no stent ($C_a= 100\%$) (b) $C_a= 80\%$ (c) $C_a= 74\%$ (d) $C_a= 64\%$

내부영역 전체를 반시계 방향으로 회전한 뒤 근위부 목 가깝게 빠져 나가지만, 스텐트가 설치된 후 모든 경우에 유동이 근위부 목 근처에서 유입되어 원위부 목 방향으로 빠져 나감을 알 수 있

다. Liou와 Li⁽¹⁰⁾의 나선형(Helical) 형상의 스텐트를 적용한 뇌동맥류 맥동 유동(Pulsatile flow) 실험 및 수치 해석에서도 감속구간을 제외한 모든 심장박동 사이클 구간에서 이와 유사한 결과를 얻었으며, 이를 통하여 비록 정상상태 해석 결과이지만 맥동유동에 의한 뇌동맥류 혈류역학의 대표적인 특성을 잘 나타내고 있으며, 이러한 시간 평균적 혈류역학적 특성 분석에 유용하게 이용될 수 있음을 알 수 있다.

3.2 벽전단응력 분포

벽전단응력(WSS)는 중요한 혈류역학적 인자의 하나로서, 뇌동맥류 급성 파열의 경우에도 밀접한 영향을 가지고 있는 것으로 알려져 있다. Fig. 6은 스텐트 설치 전·후 각 경우에 대하여 벽전단응력 분포를 보였다. 모든 경우에 있어 뇌동맥류 벽전단응력 값은 모혈관에 작용하는 벽전단응력에 비하여 상대적으로 낮음을 알 수 있으며, 특히 스텐트가 설치되기 전 뇌동맥류 원위부 벽에서 가장 높은 벽전단응력을 보이거나 스텐트 설치 후 벽전단응력이 크게 감소함을 알 수 있다. 또한 스텐트가 위치한 모혈관벽에서의 벽전단응력이 스텐트 스트럿의 경계층 유동 교란으로 인하여 상대적으로 낮아짐을 알 수 있으며, 특히 공극률 $C_a = 64\%$ 인 경우 벽전단응력이 현저히 낮아짐을 알 수 있다. 이러한 벽전단응력의 스텐트 설치 전·후 변화는 Fig. 7에 보인 뇌동맥류 중앙면에서 바깥쪽 혈관벽을 따른 분포에서 보다 더 명확히 확인할 수 있다.

3.3 공극률에 따른 뇌동맥류 평균유속 감소비

Fig. 8은 Fig. 1에 표시한 바와 같이 뇌동맥류에서의 균일한 간격의 9개의 수평 단면에서의 평균 유속을 계산하여 모혈관 입구부 평균유속으로 무차원화한 결과를 보인다. 스텐트가 없는 경우에 비해 스텐트 설치 후 모든 단면에서 평균유속이 급격히 감소함을 알 수 있다. 또한 공극률이 작아짐에 따라 평균유속도 비례하여 감소하는 것을 볼 수 있으나 그 감소비는 상대적으로 크지 않음을 알 수 있다. 특히, 대략적으로 뇌동맥류 중심점 상부 위치에서는 스텐트가 없는 경우에는 어느 정도 평균 유속이 일정하게 유지되는 것을 알 수 있으나, 스텐트 설치 후 동일 위치에서 혈류 유동이 거의 없어짐을 알 수 있다. 이러한 결과

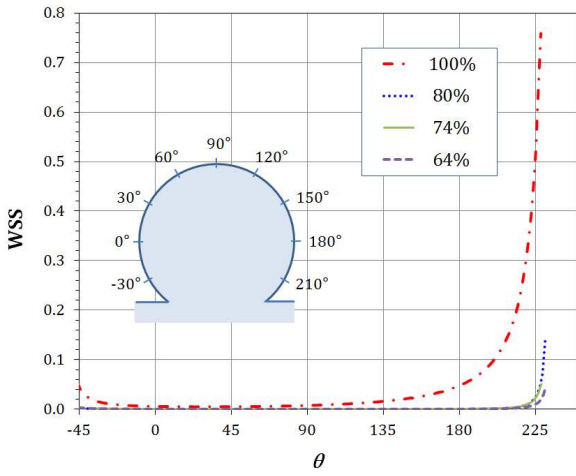


Fig. 7 Comparison of WSS along the midplane of aneurysm sac

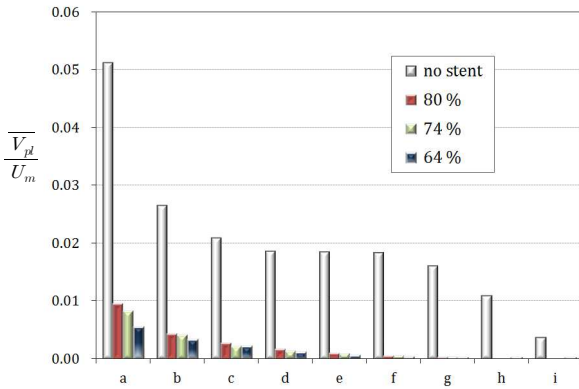


Fig. 8 Comparisons of averaged velocity magnitude on the specified planes with different stent porosities

로부터 비록 스텐트 공극률이 작아짐에 따라 뇌동맥류 내부 유동 유속이 감소하는 것을 알 수 있으나, $C_a = 80\%$ 인 경우에도 뇌동맥류 혈류 유입유동 감소를 목적으로 하는 스텐트 성능에 있어 효과적으로 우수한 성능을 가짐을 알 수 있다.

스텐트 공극률에 따른 유입 유동 감소 효과의 상대적인 정량적 비교 분석을 위하여 각 경우에 대한 뇌동맥류 내부 평균유속을 계산한 뒤, 다음과 같은 식을 이용하여 뇌동맥류 내부 평균 유속 감소비(Averaged velocity reduction ratio)를 계산하였다.

$$\overline{V}_R = \frac{\overline{V}_{ns} - \overline{V}_{st}}{\overline{V}_{ns}} \times 100 \quad (2)$$

Fig. 9는 스텐트 공극률에 따른 이러한 평균 유

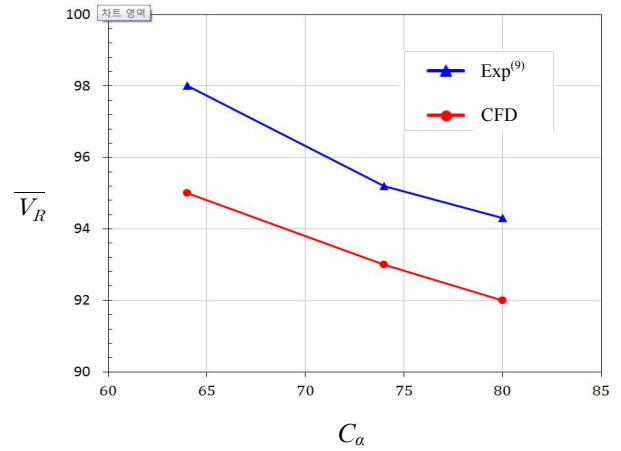


Fig. 9 Comparison of velocity reduction rate at different stent porosity

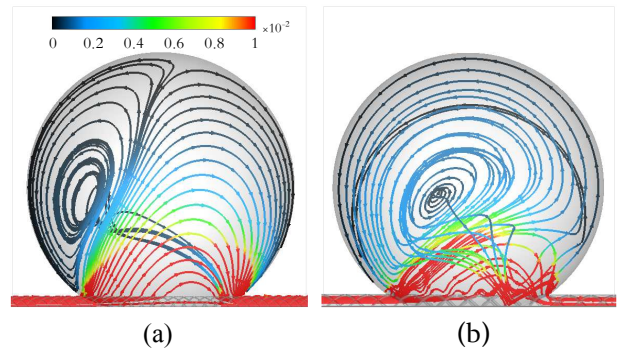


Fig. 10 Streamline plots in mid-plane (a) $t = 0.038$ mm (b) $t = 0.076$ mm

속 감소비에 대한 결과를 그래프로 나타내었으며, Yu 등⁽¹²⁾의 실험결과와 비교하였다. 공극률 $C_a = 64\%$ 인 경우 약 95%의 유속 감소비가 발생하며, 공극률과 평균 유속 감소비가 거의 선형적인 관계를 가짐을 알 수 있다. 이러한 결과는 Yu 등의 실험결과에 비해 모든 경우에 있어 절대값 기준 약 3%의 균일한 차이를 가짐을 알 수 있으나, 공극률과 평균 유속 감소비의 관계에 대한 정성적인 변화 경향은 일치하였다. 이 결과에서도 $C_a = 80\%$ 스텐트의 경우, 90% 이상의 평균 유속 감소비를 가짐을 확인할 수 있다.

3.4 스트럿 두께에 따른 뇌동맥류 유동 비교

스트럿 두께에 따른 뇌동맥류 내부 유동장 변화 및 유입 유속 감소 특성을 비교하기 위하여 동일한 공극률 ($C_a = 80\%$)에 대하여 2배의 스트럿 두께($t = 0.076\text{mm}$)를 가지는 스텐트를 모델링하여 적용하였다.

Fig. 10은 각각의 스텐트 두께에 따른 뇌동맥류

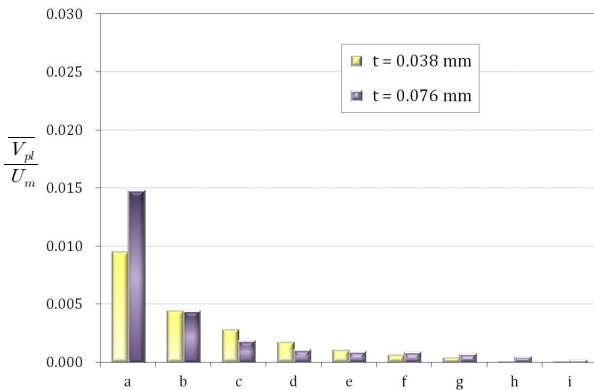


Fig. 11 Comparison of averaged velocity magnitude on the specified planes with different strut thickness ($C_\alpha = 80\%$)

내부 유동장의 유선을 나타내었으며, 스트럿 두께가 $t = 0.076\text{ mm}$ 인 경우 $t = 0.038\text{ mm}$ 의 경우와 다르게 시계 방향으로 회전하는 단일 보텍스가 발생하는 것을 알 수 있었다. 그러나 유속 크기는 유사하게 매우 작게 나타났다.

Fig. 11은 뇌동맥류 내부의 주어진 각 평면에서 평균 유속 크기를 비교하였으며, 뇌동맥류 목(Neck) 근처 평면에서는 스트럿 두께 $t = 0.078\text{ mm}$ 의 경우, 유입 유속이 상대적으로 크지만 그 상부에서는 유속이 급격히 감소하여 두 경우 평균유속 크기가 거의 유사함을 알 수 있다.

4. 결론

본 연구에서는 CFD를 이용하여 스텐트의 공극률 변화(80%, 74% and 64%)에 따른 뇌동맥류 내부 유동 특성 해석을 수행하고 실험결과와 비교하였다. 스텐트의 뇌동맥류 평균 유입 유속 감소에 있어서 정량적인 면에서 일정 정도 차이를 보였지만, 정성적으로 실험결과와 잘 일치하는 것을 확인할 수 있었다.

또한 뇌동맥류 스텐트 설치에 의하여 공극률 $C_\alpha = 80\%$ 인 스텐트의 경우에도 뇌동맥류 유입 유속을 비교적 효과적으로 감소시킴을 확인할 수 있었으며, 이보다 낮은 공극률의 스텐트를 적용한 경우에는 약간의 추가적인 유입유속 감소 효과를 가지나, 유속 크기 및 벽전단응력 등 혈류 역학적 특성은 큰 변화가 없음을 알 수 있었다.

후 기

이 논문은 2012년도 울산대학교 기계공학부 일

류화사업단의 연구비에 의하여 연구되었음.

참고문헌

- (1) Rinkel, G., Djibuti, M., Algra, A. and van Gijn, J., 1998, "Prevalence and Risk of Rupture of Intracranial Aneurysms: A Systematic Review," *Stroke*, Vol. 29, pp. 251~256.
- (2) Wiebers, D., Whisnant, J., Huston, J., Meissner, I., Brown, R., Piepgras, D., Forbes, G. and Thielen, K., et al., 2003, "Unruptured Intracranial Aneurysms: Natural History, Clinical Outcome, and Risks of Surgical and Endovascular Treatment," *Lancet*, Vol. 362, pp.103~110.
- (3) Ishibashi, T., Murayama, Y., Urashima, M., Saguchi, T., Ebara, M., Arakawa, H., Irie, K., Takao, H. and Abe, T., 2009, "Unruptured Intracranial Aneurysms: Incidence of Rupture and Risk Factors," *Stroke*, Vol. 40, pp. 313~316.
- (4) Valencia, A., Guzmán, A., Finol, E. and Amon, C., 2006, "Blood Flow Dynamics in Saccular Aneurysm Models of the Basilar Artery," *J. Biomech. Eng.* Vol. 128, pp. 516~526
- (5) Steinman, D., Milner, J., Norley, C., Lownie, S. and Holdsworth, D., 2003, "Image-Based Computational Simulation of Flow Dynamics in a Giant Intracranial Aneurysm," *AJNR Am. J. Neuroradiol.*, Vol. 24, pp. 559~566.
- (6) Sforza, D., Putman, C., Scrivano, E., Lylyk, P. and Cebal, J., 2010, "Blood-Flow Characteristics in a Terminal Basilar Tip Aneurysm Prior to Its Fatal Rupture," *AJNR Am. J. Neuroradiol.*, Vol. 31, pp. 1127~1131.
- (7) Park, J.S. and Lee, S.W., 2011, "Effects of non-Newtonian Fluid Model in Cerebral Saccular Aneurysms," *J. Comp. Fluids Eng.*, Vol. 14(3), pp. 81~87.
- (8) Lee, S.W., 2012, "On the Effect of Shear-Thinning Rheology on Hemodynamic Characteristics in Basilar Tip Aneurysms with Implication of Two Distinct Flow Patterns," *JMST*, Vol. 26(10), pp. 3125~3132.
- (9) Kim, M., Taulbee, D.B., Tremmel, M. and Meng, H., 2008, "Comparison of Two Stents in Modifying Cerebral Aneurysm Hemodynamics,"

- Ann. Biomed. Eng.*, Vol. 36(5), pp. 726~741.
- (10) Liou, T.M. and Li, Y.C., 2008, "Effects of Stent Porosity on Hemodynamics in a Sidewall Aneurysm Model," *J Biomech.*, Vol. 41, pp. 1174~1183.
- (11) Kim, Y.H., Xu, X. and Lee, J.S., 2010, "The Effect of Stent Porosity and Strut Shape on Saccular Aneurysm and Its Numerical Analysis with Lattice Boltzmann Method," *Ann Biomed Eng.* Vol. 38, pp. 2274~2292
- (12) Yu, C. H., Matsumoto, K., Shida, S., Kim, D. J. and Ohta, M., 2012, "A Steady Flow Analysis on a Cerebral Aneurysm Model with Several Stents for New Stent Design Using PIV," *JMST*, Vol. 26, No. 5, pp. 1333~1340.
- (13) Ethier, C., Prakash, S., Steinman, D., Leask, R., Couch, G. and Ojha, M., 1999, "Steady Flow Separation Patterns in a 45 Degree Junction," *J. Fluid Mech.*, Vol. 411, pp. 1~38.
- (14) Mineev, P. and Ethier, 1998, "A Characteristic/Finite Element Algorithm for the 3-D Navier-Stokes Equations Using Unstructured Grids," *Comp. Meth. App. Mech. Eng.*, Vol. 178, No. 1-2, pp. 39~50.