

# 뇌동맥류 혈액유입 저감을 위한 스텐트 형상에 관한 전산유체해석

여동현\*, 박동규\*, 변상민\*,#

\*동아대학교 기계공학과

## CFD Analysis on Stent Shape to Reduce Blood Flowing into Cerebral Aneurysm

Dong-Hyeon Yeo\*, Dong-Gyu Park\*, Sang-Min Byon\*,#

\*Department of Mechanical Engineering, DONG-A UNIV.

(Received 12 October 2016; received in revised form 8 December 2016; accepted 11 December 2016)

### ABSTRACT

A cerebral aneurysm is a ballooning arising from a weakened area in the wall of a blood vessel in the brain. In this study, the flow analysis of the blood vessel, including the cerebral aneurysm and the stent, was conducted to investigate the effect of the stent shape on reduction of blood flowing into the cerebral aneurysm. We used the Carreau model to describe Non-Newtonian behaviors of blood flow. Two kinds of stents, which had different cross angles were modelled by the commercial CAD program and the geometries of those stents were reflected in the analysis domain of the blood vessel. From the results of the flow analysis, we found that the blood flowing into the cerebral aneurysm was decreased as the cross angle of the stent was decreased.

**Key Words :** Cerebral Aneurysm(뇌동맥류), Stent(스텐트), Blood Vessel(혈관), Flow Analysis(유동해석)

### 1. 서 론

뇌동맥류(Cerebral aneurysm)는 뇌혈관벽 내에 균열이 발생하고 이곳으로 혈류가 유입되어 비정상적으로 국소 팽창하여 혈관 혹이 생기는 질환이다. 지속적인 압력으로 뇌동맥류가 파열되면 대량의 뇌출혈로 인해 사망에 이르게 된다.<sup>[1]</sup> 뇌동맥류가 발생했을 때의 치료방법은 혈관 혹 부위를 백금 코일로 채워 막는 코일 색전술(Coil embolization)이 대표적이다.<sup>[2]</sup> 최근 들어서 코일 색전술의 부작용을 최소화하기 위해 혈류전환 유도(Flow diverter) 스텐트(Stent) 시술법이 추가적으로 시행되고 있다. 스텐트

는 혈관내벽에 장착되는 그물망 형태의 의료기구를 말한다. 뇌동맥류 치료를 위한 스텐트 시술법은 혈관 혹 부위에 혈류 전환유도 스텐트를 이식하여 혈관 혹 부위로 혈액 유입을 감소시키는 것을 목적으로 한다.

다양한 환자들로부터 혈류전환유도 스텐트를 이용한 뇌동맥류 치료가 효과적이라고 보고되고 있다.<sup>[3-6]</sup> 그러나 환자마다 혈관의 형상 및 내경이 다르고 혈관 혹의 크기 및 입구의 직경이 다르기 때문에 환자별 맞춤 혈류전환유도 스텐트 설계방법이 필요하다. 이를 위해 수치해석 기법 및 가상의 실험을 도입한 연구가 활발히 이뤄지고 있다.

Abraham 등<sup>[7]</sup>은 전산유체해석(CFD; Computation fluid dynamics)을 통해 스텐트가 이식된 혈관분기점에서 혈관 혹의 크기 및 입구의 직경에 따라 뇌동

# Corresponding Author : smbyon@dau.ac.kr

Tel: +82-51-200-7639, Fax: +82-51-200-7656

맥류 파열 정도가 다름을 예측하였다. Annarita 등<sup>[8]</sup>은 스텐트의 초기 이식 위치 변화에 따른 뇌동맥류에서의 스텐트의 치료효과를 CFD를 통해 분석하였다. 가상 실험기법을 통한 연구는 Yu 등<sup>[9]</sup>이 뇌동맥류 실험모델에 스텐트를 이식하고 입자영상유속계(PIV; Particle image velocitimeter)를 이용한 스텐트 공극률에 따른 뇌동맥류 내부유동장 변화를 고찰하였다. Phan 등<sup>[10]</sup>은 Yu 등의 실험 모델과 동일한 조건에서 수치해석을 실시하여 실험과 잘 일치하는 것을 확인하였다. Masahiro 등<sup>[11]</sup>도 가상의 뇌동맥류 실험모델에 대해서 스텐트 종류에 따른 뇌동맥류에서의 효과를 관찰하였다.

지금까지의 수치적 및 실험적 연구는 단순한 형상의 혈관 및 혈관 혹에서의 스텐트의 효과를 분석하는 경우가 많았다. 본 연구에서는 실제 혈관 혹이 많이 생기는 뇌혈관을 선정하고 이 부위에 스텐트 형상의 효과를 고찰하고자 한다. 이를 위해 혈관 혹(즉, 뇌동맥류)이 빈번하게 발생하는 부위를 선정하여 이 부위의 뇌동맥류를 포함한 혈관을 모델링할 것이다. 그리고, 이 부위에 적합한 스텐트를 모델링하고 동맥류 혈액유입에 가장 중요할 것으로 예상되는 스텐트 형상에 변화를 줄 것이다. 유체유동해석을 수행하여 스텐트 이식 전후 및 스텐트 형상에 따른 뇌동맥류에서의 혈액 유입효과를 고찰할 것이다.

## 2. 뇌동맥류와 스텐트의 CAD 모델링

### 2.1 뇌동맥류 선정 및 모델링

Fig. 1(a)는 뇌에 혈액을 공급하는 동맥 부분만을 별도로 개략적으로 나타낸 그림이다. 동맥들이 고리 형태로 연결되어 있는데, 이것은 윌리스 고리(Willis circle)라고 의학계에서 불리워 진다.<sup>[1]</sup> 뇌동맥류의 90%가 위와 같은 윌리스 고리에서 발생하며 그 중 40%가 Fig. 1(a)에서 실선 상자로 나타난 전교통동맥(Anterior communicating artery) 주위에서 발생한다. 이와 같은 부분의 특징은 혈관이 분기가 있다는 것이다. 이와 유사한 다른 동맥 부분에서도 뇌동맥류가 빈번하게 발생하는 점을 고려하여 본 연구에서는 대표적으로 Fig. 1(a)에서

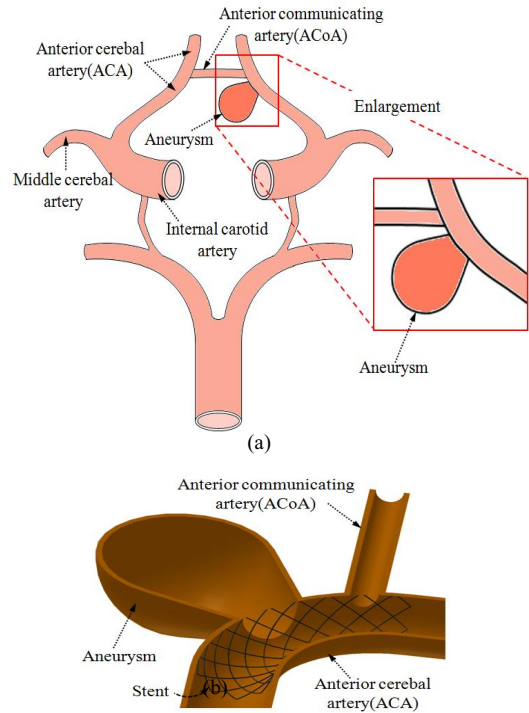


Fig. 1 (a) Circle of Willis in the brain, (b) Three-dimensional CAD modeling of aneurysm and stent

실선 상자로 표시한 전교통동맥 분기점에서 발생한 뇌동맥류를 대상으로 하였다.

Fig. 1(b)는 Fig. 1(a)에서 실선 상자로 표시한 뇌동맥류와 주위의 혈관 및 그 속에 삽입된 스텐트 형상을 삼차원 CAD로 모델링한 것을 나타내고 있다. 뇌동맥류의 형상이 일반적으로는 구형이 아니지만 본 연구는 스텐트 형상에 따른 뇌동맥류에 유입되는 혈액의 양을 고찰하는 것이 목적이므로 뇌동맥류의 형상을 구형으로 가정하였다. 스텐트의 길이는 뇌동맥류 입구 부위를 덮을 정도가 되면 이론적으로는 적합하다. 그러나, 현실적으로는 혈류 유동에 의해 스텐트의 위치가 움직일 수 있으므로 전교통동맥 분기점까지 충분히 덮을 수 있도록 스텐트 길이를 설정하였다.

## 2.2 스텐트의 형상 및 모델링

스텐트를 CAD 모델링하기 위해서는 먼저, Fig. 2(a)와 같이 평면 상태에서 오른쪽 방향 선재 (Right hand wire)와 왼쪽 방향 선재 (Left hand wire)가 일정한 각도를 가지고 교차하도록 모델링한다. 통상적으로 전체 가닥 수는 48개이며 생성된 격자 모양은 마름모 형상을 가진다. 그 다음 Fig. 2(b)와 같이 혈관 내측의 직경과 동일하게 원통형 형태로 회전을 주어 평면 상태에서의 스텐트 끝단을 연결하여 끊어짐이 없는 완전한 형태의 환형 스텐트를 모델링할 수 있다.

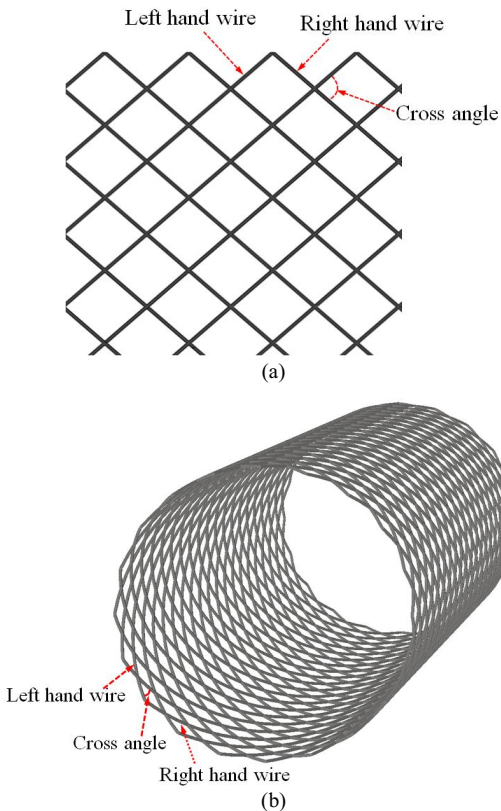


Fig. 2 (a) Initial modelling of stent which is performed on the plane (b) Rolling up the stent to fit it into blood vessel

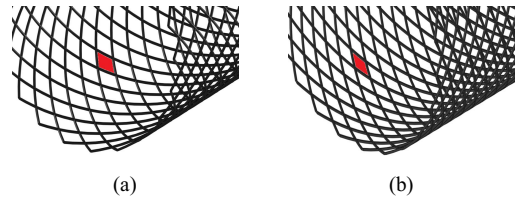


Fig. 3 (a) Mesh geometry and area when cross angle is 90 deg (b) Mesh geometry and area when cross angle is 50 deg

동일한 혈관내에 스텐트를 장착한다고 할 때, 스텐트의 형상을 정의하는 변수는 Fig. 2(a)에 표시된 것과 같이 교차각이다. 교차각은 90 deg.일 때 가장 크고 0 deg.일 때 가장 작다. 교차각이 0 deg.인 것은 오른쪽 방향 선재와 왼쪽 방향 선재가 서로 접촉하여 격자가 사라진 것을 의미한다. 본 연구에서는 교차각이 90 deg.와 50 deg.인 두 가지 경우에 대해서 뇌동맥류에 유입되는 혈액의 영향을 고찰하였다. Fig. 3은 두 가지 교차각에 대해서 실제로 모델링된 스텐트의 형상을 보여주고 있다. 각각의 교차각으로 생성된 한 개의 격자 크기를 색으로 채워서 그림에 표시했는데, 교차각이 90 deg.인 경우의 격자의 크기가 50 deg.인 경우보다 큰 것을 알 수 있다.

## 3. 뇌동맥류에서의 유동해석

### 3.1 혈액유동의 경계조건

본 연구에서는 뇌동맥류에서의 혈류 유동을 모사하기 위해서 ANSYS CFX를 도입하였다. 뇌동맥류가 있는 혈관의 시간에 따른 혈류 흐름을 고찰하기 위해서 비-정상상태(Non-steady state) 해석을 실시하였다. Fig. 4(a)는 본 해석에 사용된 뇌동맥류 및 이와 연결되어 있는 혈관의 형상과 해석 격자를 보여주고 있다. 또한, 유동해석을 위해 설정한 경계조건도 같이 나타내었다.  $u_n$  및  $u_t$ 는 경계면에 수직 및 접하는 속도를 나타내고,  $f(t)$ 는 시간에 관한 속도함수를 의미한다.

혈관의 입구(Entrance)부분에서는 혈액이 시간에

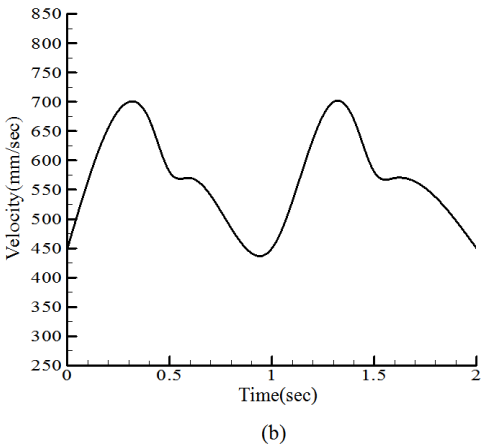
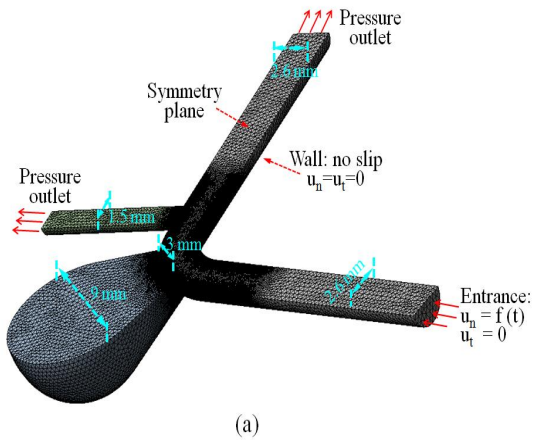


Fig. 4 (a) Mesh and boundary condition of analysis geometry (b) Velocity boundary condition prescribed as a function of time at entrance (f(t))

Table 1 Parameter values for Carreau Model<sup>[14]</sup>

$\lambda$ (s)	n	$\eta_0$ (Pa · s)	$\eta_\infty$ (Pa · s)
3.13	0.356	0.056	0.00345

따라 맥동하므로 이것을 경계조건으로 주기 위해서 Fig. 4(b)와 같이 시간 따라 변화하는 것으로 가정하였다.<sup>[12]</sup> 이것은 Fig. 4(a)에서 입구측의 속도 경계 조건 f(t)에 해당된다. 맥동의 주기가 약 1초 정도이고 450mm/sec ~ 700mm/sec 사이의 값을 주기함수 형태로 혈액이 공급되는 것으로 모델링 하였다.

Table 2 Flow analysis conditions of blood vessel and stent

Items	Dimensions
Diameter of ACA	2.6mm
Blood vessel	Diameter of ACoA Max. diameter of aneurysm Neck diameter of aneurysm
	1.5mm 9mm 3mm
Stent	Width of stent Thickness of stent Cross angle
	0.03mm 0.05mm 90 deg. and 50 deg.

### 3.2 혈액유동의 구성관계식

혈액의 유동을 모사하기 위해서는 혈액내에서의 응력과 운동 사이의 관계를 나타는 구성관계식 (Constitutive relation)이 정해져야 한다. 혈액의 유동 거동을 응력과 운동 사이의 관계가 선형인 뉴토니언(Newtonian) 유체이라고 가정하면 물성치가 점성계수 한 개 이기 때문에 해석을 간편하고 빠르게 실시 할 수 있다. 그러나, 실제 혈액 거동과는 상이하기 때문에 비-뉴토니언(Non-Newtonian) 모델 중의 하나인 Carreau 모델을 본 연구에서 구성관계식으로 채용하였다.

Carreau 모델은 여러 가지 비-뉴토니언 모델 중 혈액의 유변학적 성질을 가장 잘 모사한 것으로 알려져 있으며 식(1)와 같다.<sup>[13]</sup> Carreau 모델의 파라미터는 4개로, 실험을 통해서 결정되어야 한다. 본 연구에서는 혈액에 관한 유체거동 실험 참고문헌<sup>[14]</sup>을 통해서 획득한 상수를 사용하였으며, Table 1에 정리하였다.

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

여기서,  $\lambda$ ,  $n$ ,  $\eta_0$ ,  $\eta_\infty$ 는 특성시간, Carreau 모델의 지수, 영전단율(Zero shear rate)점성계수, 무한전단율(Infinite shear rate)점성계수를 각각 나타낸다.

## 4. 결과 및 고찰

### 4.1 해석조건

Table 2는 본 연구에 사용된 뇌동맥류 및 스텐트의 해석 조건을 요약하여 나타낸 것이다. Fig. 1에서 설명한 바와 같이 뇌동맥류 중에서 가장 발생 빈도가 높은 전교통동맥 (ACoA; Anterior communicating artery) 분기점에서 발생한 뇌동맥류를 해석의 대상으로 선정하였기 때문에 이 부위에 있는 전뇌동맥 (ACA; Anterior cerebral artery), 전교통동맥, 뇌동맥류 직경 등이 해석조건으로 제시되었다. 해석조건으로 사용된 혈관의 치수는 Bryce 등이 출간한 지주막하출혈에 관한 문헌에서 발췌하였다.<sup>[15]</sup> 또한, 동맥류에 관련된 치수는 Sakamoto<sup>[16]</sup>의 연구결과를 활용하였다.

스텐트에 관련된 치수는 Sebastian 등<sup>[17]</sup>의 실험에 적용된 것과 동일한 0.03mm를 사용하였다. 스텐트 격자는 2.2절에서 설명한 바와 같이 오른쪽 방향 선재와 왼쪽 방향 선재가 일정한 각도를 가지고 교차하도록 설계되어 마름모 형상이다. 뇌동맥류에 유입되는 혈액의 영향을 고찰하기 위해서 교차각이 90 deg. 와 50 deg.인 두 가지 경우를 대상으로 하였다. 교차각이 90 deg.인 경우는 일반적으로 많이 사용하는 스텐트의 격자 형상이다. 교차각이 50 deg.인 경우는 Tang<sup>[18]</sup> 등이 제시한 혈류 속도를 유지할 수 있는 최소 교차각이다.

유동해석에 사용된 격자의 크기는 스텐트의 형상을 구현할 수 있도록 하기 위해서 스텐트 주위에 0.01mm 이하가 되도록 설정되었다. 스텐트의 교차각이 90 deg.인 경우에 25,656,510개의 격자가 사용되었고, 교차각이 50 deg.인 경우는 46,972,321개의 격자가 사용되었다. 교차각이 50 deg.인 경우에 좀 더 날카로워진 교차부에서 예각 형상의 스텐트 경계를 구현하기 위해 격자의 개수가 현저히 증가하였다. CPU 계산시간은 교차각이 90 deg. 및 50 deg. 인 경우에 각각 7시간 및 15시간이 소요되었다.

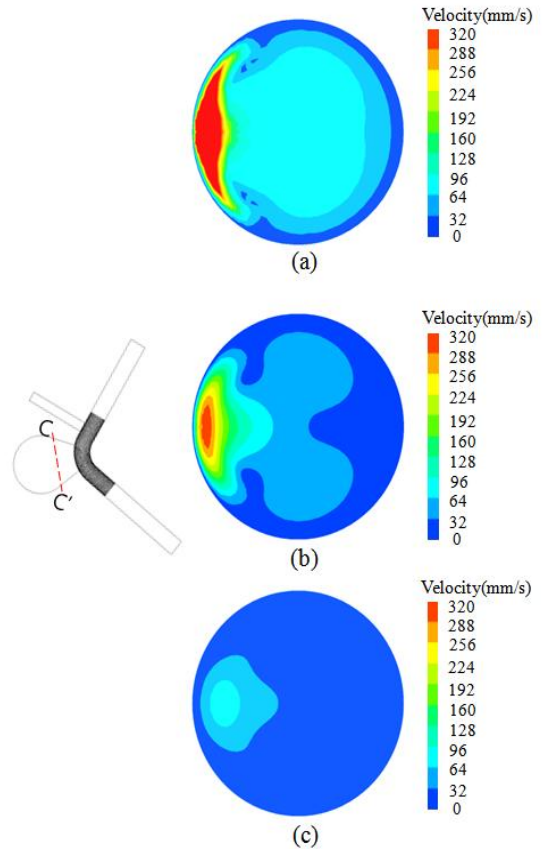


Fig. 5 Distributions of magnitude of velocity at aneurysm neck(cut line C-C') when (a)no stent is inserted (b)cross angle of stent is 90 deg. and (c) cross angle of stent is 50 deg.

### 4.2 동맥류에서의 혈액 유동 고찰

Fig. 5는 동맥류 목(Neck) 단면에서의 속도분포를 보여주고 있다. Fig. 5(a)는 스텐트를 사용하지 않았을 때의 속도 분포이고, Fig. 5(b) 및 (c)는 스텐트의 교차각이 90 deg.와 50 deg.인 경우에 대한 속도 분포이다. 확연히 스텐트 사용에 의해 동맥류로 들어가는 속도의 감소가 관찰된다. 또한, 스텐트의 교차각이 90 deg.인 경우보다 50 deg.인 경우의 속도가 줄어드는 것을 알 수 있다. 이것은

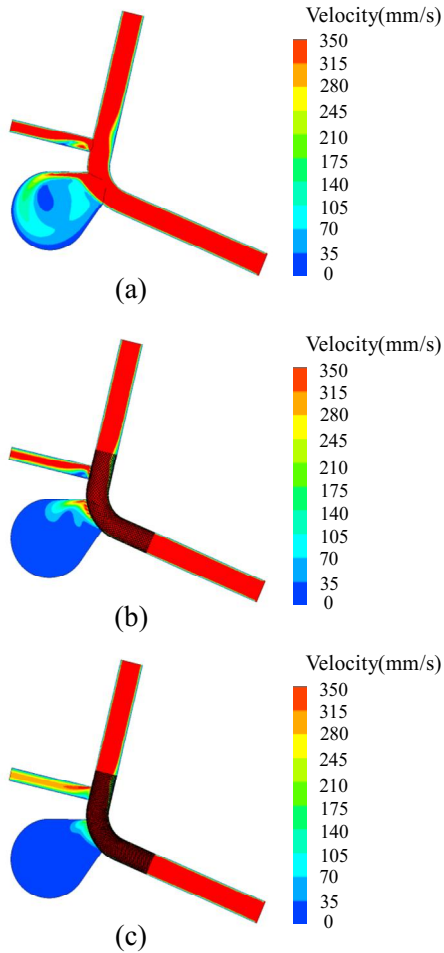


Fig. 6 Total distributions of magnitude of velocity in the blood vessel when (a)no stent is inserted, (b)cross angle of stent is 90 deg. and (c) cross angle of stent is 50 deg.

Fig. 3에서 고찰한 바와 같이 스텐트의 교차각이 작아짐에 따라 격자 공간이 줄어들어 스텐트로 통과하는 혈액의 유동량이 줄어들는데 기인하는 것으로 판단된다.

Fig. 6은 동맥류 주위 혈관의 속도 분포를 전체적으로 보여주고 있다. 스텐트를 사용하지 않은 경우인 Fig. 6(a)에서부터 스텐트의 교차각이 90 deg.와 50 deg.인 Fig. 6(b) 및 (c)로 갈수록 동맥류

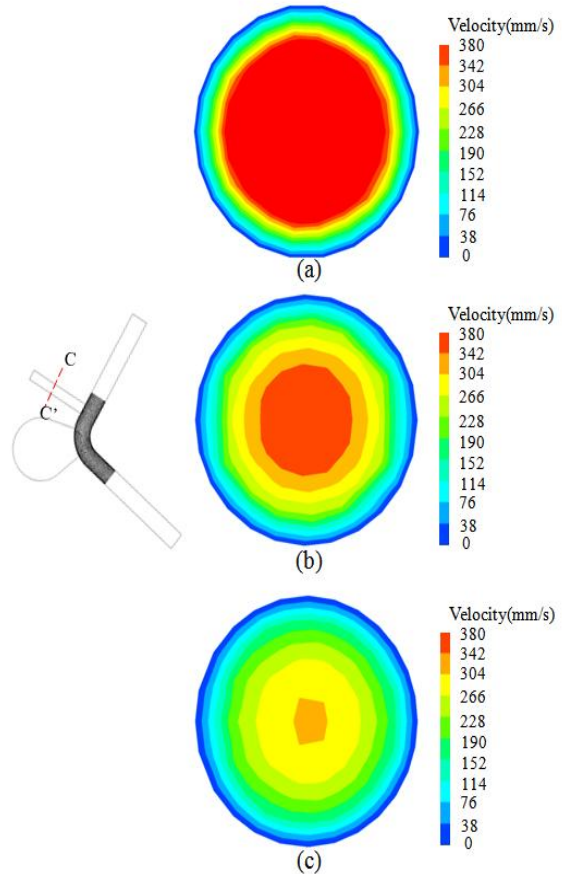


Fig. 7 Distributions of magnitude of velocity at anterior communicating artery(cut line C-C') when (a)no stent is inserted, (b)cross angle of stent is 90 deg. and (c) cross angle of stent is 50 deg.

에서의 속도가 떨어지는 것을 알 수 있다. 또한, 동맥류에서의 속도 뿐만 아니라 전교통동맥에서의 속도도 같이 감소하는 것을 알 수 있다. 이것은 통상적으로 스텐트가 혈액유동에 의한 이동을 방지하기 위해서 전교통동맥 입구 부위까지 넓게 임상적으로 시술하는 것에서 원인을 찾을 수 있다. 즉, 전교통동맥 입구부위에 장착된 스텐트의 영향으로 이 부분의 혈액 유동도 같이 줄어드는 것으로 파악된다.

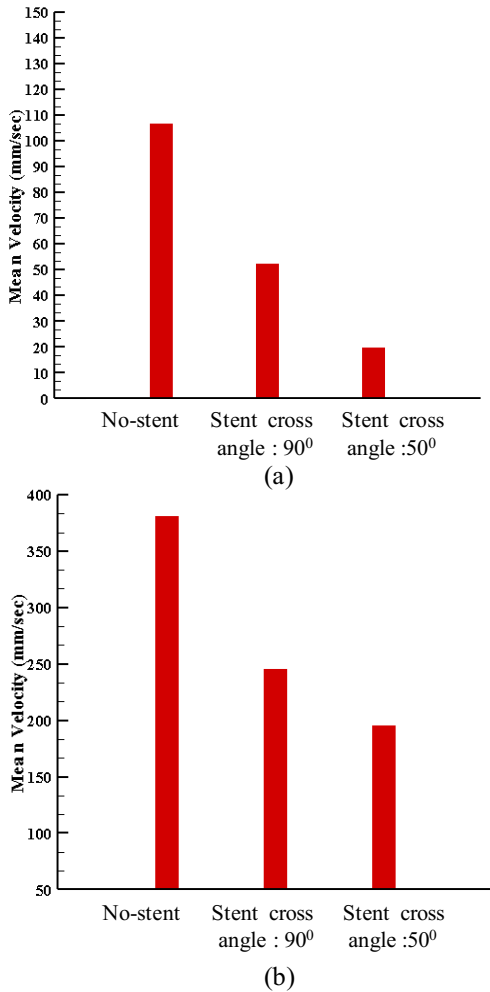


Fig. 8 Mean velocity at (a) aneurysm neck and (b) anterior communicating artery when entrance velocity of anterior cerebral artery is maximum after 1.3 sec elapses

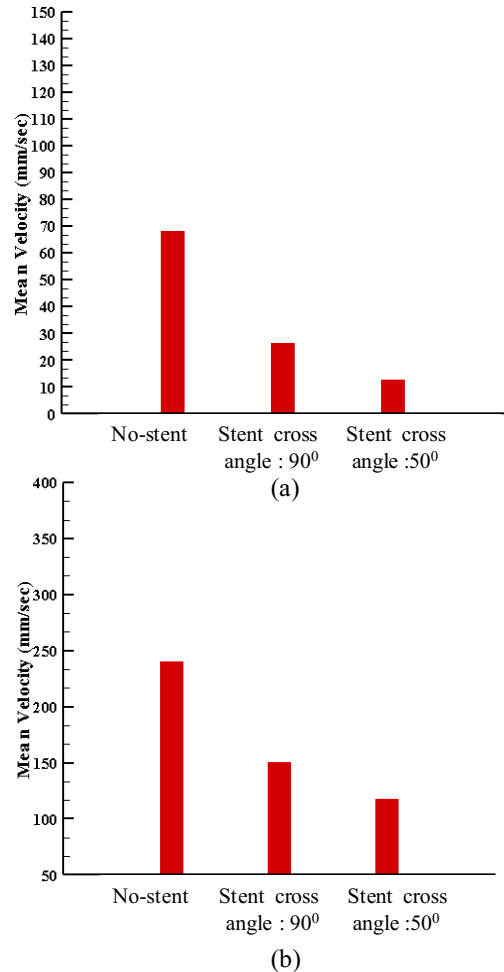


Fig. 9 Mean velocity at (a) aneurysm neck and (b) anterior communicating artery when entrance velocity of anterior cerebral artery is minimum after 1.0 sec elapses

### 4.3 전교통동맥에서의 혈액 유동 고찰

Fig. 7은 전교통동맥 단면에서의 속도분포를 고찰한 그림이다. 스텐트를 사용하지 않은 Fig. 7(a)에서는 혈관 벽면을 제외한 거의 대부분이 일정한 혈류속도로 유입되는데 비해 스텐트가 장착된 Fig. 7(b) 및 (c)에서는 혈류속도의 구배가 존재하는 것을 알 수 있다. 특히 스텐트의 교차각이 50

deg.인 경우에는 혈류속도가 현저히 떨어진 것을 알 수 있다.

Fig. 8은 동맥류 및 전교통동맥에 유입되는 혈류속도의 평균치 값을 스텐트 여부 및 스텐트의 교차각에 따라 비교하여 나타낸 그래프이다. 스텐트 여부 및 스텐트의 교차각에 따라 동맥류에서 발생하는 평균 속도 저감효과와 유사하게 전교통동맥에서도 발생하는 것을 알 수 있다. 전교통동

맥에서의 속도가 동맥류에서의 속도보다 현저히 높기 때문에 감소량은 훨씬 큰 것을 알 수 있다.

Fig. 8은 Fig. 4(a) 및 (b)에서 보는 바와 같이 혈관 입구 유입속도가 최대인 1.3sec 일 때의 그래프이고 Fig. 9는 혈관 입구 유입속도가 최소인 1.0sec 일 때의 각 경우에서의 혈류속도 평균치 값이다. 혈관 입구 유입속도가 떨어지면 동맥류 및 전교통동맥에서의 평균 속도도 따라서 하강하므로 Fig. 8에 비해 Fig. 9에서의 평균 속도는 그만큼 떨어진 것으로 나타나고 있다. 특히, 전교통동맥에서 스텐트의 교차각이 50 deg.인 경우에 평균 속도는 혈관 입구 유입속도 최대치의 1/10에 불과한 것을 알 수 있다. 전교통동맥은 좌측 전뇌동맥 혹은 우측 전뇌동맥에서 혈액 순환에 문제가 발생했을 때 우회할 수 있는 예비 통로의 역할이므로 최소한의 혈액 유동속도는 확보되어야 한다. 따라서, 스텐트의 교차각이 너무 적은 경우에는 전교통동맥의 혈액 유동에 문제를 일으켜서 뇌에 치명적인 손상을 일으킬 수 있다는 것을 알 수 있다.

## 5. 결 론

본 연구는 실제 뇌동맥류가 많이 발생하는 전교통동맥 주위의 혈관을 고찰 대상으로 선정하여 동맥류로의 혈액유입에 미치는 스텐트 형상의 효과를 고찰하였다. 이를 위해 뇌동맥류를 포함한 전뇌동맥, 전교통동맥과 이 부위에 장착된 스텐트를 CAD 모델링 하였다. 이 모델에 혈액을 유입시켜 유체유동 해석을 수행하여 스텐트 이식 전후 및 스텐트 형상에 따른 뇌동맥류에서의 혈액 유입효과를 고찰하였다. 본 연구를 통하여 다음과 같은 결론을 도출하였다.

(1) 동맥류 및 스텐트가 포함된 혈관 내 유체유동해석에 의해 도출된 혈액 속도분포로부터 동맥류를 통과하는 혈액 유입 효과를 고찰할 수 있었다.

(2) 스텐트의 교차 각도 감소에 의해 동맥류로 유입되는 혈류량이 상당히 줄어드는 것을 알 수 있었다.

(3) 스텐트의 교차 각도 감소로 인해 동맥류로 유입되는 혈류량 감소와 동시에 전교통동맥의 혈류량 감소도 연동하여 발생함을 알 수 있었다.

## 후 기

본 연구는 동아대학교의 지원(교원연구년)에 의해 이루어졌다.

## REFERENCES

1. Daniel, M. S., Christopher, M. P. and Juan, R. C., "Hemodynamics of Cerebral Aneurysms," *Annu. Rev. Fluid Mech.*, Vol. 1, No. 41, pp. 91-107, 2009.
2. Wouter, I. S., "Intracranial Aneurysms," *The New England Journal of Medicine*, Vol. 336, No. 1, pp. 28-40, 1997.
3. David, F. K., Yong, H. D., Daying, D., Ramanathan, K., Debra, A. L. and Harry, J. C., "A New Endoluminal, Flow-Disrupting Device for Treatment of Saccular Aneurysms," *American Heart Association*, Vol. 38, No. 8, pp. 2346-2352, 2007.
4. Szikora, I., Berentei, Z., Kulcsar, Z., Marosfoi, M., Vajda, Z. S., Lee, W., Berez, A. and Nelson, P. K., "Treatment of Intracranial Aneurysms by Functional Reconstruction of the Parent Artery: The Budapest Experience with the Pipeline Embolization Device," *Am. J. Neuroradiol.*, Vol. 31, pp. 1139-1147, 2010.
5. James, V. B., Radu, B., Julia, A., Yarnold, J. B. and Mudassar, K., "Early Experience in the Treatment of Intra-Cranial Aneurysms by Endovascular Flow Diversion: A Multicentre Prospective Study," *Plos. One*, Vol. 5, No. 9, pp. 1-8, 2010.
6. Boris, L., Laurent, C., Gaï, R., Jean-Pierre, P., Michael, B., Olivier, D. W. and Xavier, L., "Flow-Diverter Stent for the Endovascular



- Treatment of Intracranial Aneurysms A Prospective Study in 29 Patients With 34 Aneurysms,” American Heart Association, Vol. 41, No. 10, pp. 2247-2253, 2010.
7. Abraham, Y. T., Lai, S. K., Leung, K. M., Gilberto, K. L. and Chow, K. W., “Influence of the Aspect Ratio on the Endovascular Treatment of Intracranial Aneurysms: A Computational Investigation,” J. Biomedical Science and Engineering, Vol. 5, pp. 422-431, 2012.
  8. Annarita, B., Ignacio, L., Herna'n, G. M., Giancarlo, P., Lorenza, P., Salvatore, C. and Alejandro, F. F., “Influence of Different Computational Approaches for Stent Deployment on Cerebral Aneurysm Haemodynamics,” Interface Focus, Vol. 1, pp. 338-348, 2011.
  9. Yu, C. H., Kaoru, M., Shuya, S., Kim, D. J. and Makoto, O., “A Steady Flow Analysis on a Cerebral Aneurysm Model with Several Stents for New Stent Design Using PIV,” Journal of Mechanical Science and Technology, Vol. 26, No. 5, pp. 1333-1340, 2012.
  10. Phan, D. T. and Lee, S. W., “Effect of Stent Design Porosity on Hemodynamics Within Cerebral Aneurysm Model,” The Korean Society of Mechanical Engineers, Vol. 38, No. 1, pp. 63-70, 2014.
  11. Masahiro, K., Keiko, I., Toshio, F., Fumihito, A., Yuichi, H. and Makoto, N., “The Study of Flow Diversion Effects on Aneurysm Using Multiple Enterprise Stents and Two Flow Diverters,” Asian Journal of Neurosurgery, Vol. 7, No. 4, pp. 159-165, 2012.
  12. Liu, B., Li, Q., Wang, J., Xiang, H., Ge, H., Wang, H. and Xie, P., “A Highly Similar Mathematical Model for Cerebral Blood Flow Velocity in Geriatric Patients with Suspected Cerebrovascular Disease,” Scientific Reports, Vol. 5, pp. 1-7, 2015.
  13. Garakani, A. H. K., Mostoufi, N., Sadeghi, F., Hosseinzadeh, M., Fatourehchi, H., Sarrafzadeh, M. H. and Mehrnia, M. R., “Comparison Between Different Models for Rheological Characterization of Activated Sludge,” Iran. J. Environ. Health Sci. and Eng., Vol. 8, No. 3, pp. 255-264, 2011.
  14. Cho, Y. I. and Kensey, K. R., “Effects of the Non-Newtonian Viscosity of Blood on Flows in a Diseased Arterial Vessel. Part 1: Steady flows,” Biorheology, Vol. 28, pp. 241-262, 1991.
  15. Bryce, W., Subarachnoid Hemorrhage; Causes and Cures, Contemporary Neurology Series, pp. 24, 1998.
  16. Sakamoto, S., Kiura, Y., Shibukawa, M., Ohba, S., Arita, K. and Kurisu, K., “Subtracted 3D CT Angiography for Evaluation of Internal Carotid Artery Aneurysms: Comparison with Conventional Digital Subtraction Angiography,” Am. J. Neuroradiol, Vol. 27, pp. 1332-1337, 2006.
  17. Sebastian, F., Zsolt, V., Marta, A. P., Elisabeth, S., Nikolai, H., Hansjörg, B. and Hans, H., “Pipeline Embolization Device (PED) for Neurovascular Reconstruction: Initial Experience in the Treatment of 101 Intracranial Aneurysms and Dissections,” Neuroradiology, Vol. 54, pp. 369-382, 2012.
  18. Tang, A. Y., Chan, H., Tsang, A. C., Leung, G. K., Leung, K., Yu, A. C. and Chow, K., “The Effects of Stent Porosity on the Endovascular Treatment of Intracranial Aneurysms Located Near a Bifurcation,” J. Biomedical Science and Engineering, Vol. 6, No. 8, pp. 812-822, 2013.