

전방순환동맥류 발생 위치에 대한 혈류량 및 분지각의 영향 및 동맥류 발생 전후의 유동 변화에 관한 수치해석 연구

김 소 윤¹, 노 경 철², 유 흥 선^{2*}

NUMERICAL ANALYSIS FOR THE EFFECT OF BLOOD FLOW RATE AND BIFURCATION ANGLE ON THE LOCATION OF ANTERIOR CIRCULATION ANEURYSM AND THE CHANGE OF BLOOD FLOW CHARACTERISTICS AFTER ANEURYSM FORMATION

S.Y. Kim, K.C. Ro and H.S. Ryou

Cerebral aneurysm mostly occurs at a bifurcation of the circle of Willis. When the cerebral aneurysm is ruptured, a disease like subarachnoid hemorrhage and stroke is caused and this can be even deadly for patients. Generally it is known that causes of the intracranial aneurysm are a congenital deformity of the artery and pressure or shear stress from the blood flow. A blood flow pattern and the geometry of the blood vessel are important factors for the aneurysm formation. Research for several hemodynamic indices has been performed and these indices can be used for the prediction of aneurysm initiation and rupture. Therefore, the numerical analysis was performed for hemodynamic characteristics of the blood flow through the cerebral artery applying the various bifurcation angle and flow rate ratio. We analyze the flow characteristics using indices from the results of the numerical simulation. In addition, to investigate the flow pattern in the aneurysm according to the bifurcation angle and the flow rate ratio, we performed the numerical simulation on the supposition that the aneurysm occurs.

Keywords: 전산유체역학(CFD), 비정상유동(Unsteady Flow), 전방순환동맥류(Anterior Circulation Aneurysm), 분지각(Bifurcation Angle), 혈류량(Blood Flow Rate)

1. 서 론

동맥류는 혈관 벽이 부분적으로 부풀어 오르는 질환으로, 동맥 벽의 국소적인 취약 및 내압 증가로 인해 발생한다. 뇌 동맥류의 경우, 파열되어 출혈이 발생하면 지주막하 공간에 혈액이 퍼지는 지주막하 출혈(subarachnoid hemorrhage)이 발생하고 이로 인해 주변 뇌 동맥이 수축하여 뇌에 혈액 공급이 감소하면서 신경학적 결손이나 인지기능 장애 등의 증상이 발생하게 된다. 심한 경우, 출혈로 인해 밀폐된 두개골 내의 압력이 올라가면서 뇌를 압박하여 사망에까지 이를 수 있다.

뇌 동맥류의 대부분은 윌리스 환(willis circle)의 분지부에서 발견되며, 뇌 동맥류 발생 5,267례 중 ICA(Internal Carotid Artery) 38%, ACA(Anterior Cerebral Artery) 31%, MCA(Middle Cerebral Artery) 20%로 보고된 바 있다[1]. 동맥류의 발병 원인으로는 혈관의 얇은 중간 균육층(tunica media) 또는 내탄성 층(internal elastic lamina)의 결손과 같은 선천적 요소와 뇌 혈관에 대한 혈류의 지속적인 압력으로 인한 후천적인 요소가 주 원인으로 알려져 있으며[2,3], 동맥류의 발병 원인 및 성장, 파열에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. 특히, 뇌 동맥류의 경우 파열 시 그 위험성이 크기 때문에 동맥류 발생 후에 대해 성장 및 파열의 예측에 관한 연구가 주를 이루고 있다.

분지 혈관의 경우 분지점(apex of bifurcation)에 혈류가 지속적인 압력을 가하여 혈관을 약화시킨다. 이에 따라 분지부에서 동맥류가 발생하기 쉽기 때문에[4] 동맥류에 관련된 많은 연구들이 분지혈관에 대해 수행되어 왔으며, 특히 분지 형

1 정회원, 중앙대학교 대학원 기계공학부

2 정회원, 중앙대학교 기계공학부

* TEL : 02)813-3669

* Corresponding author E-mail: cfdmec@cau.ac.kr

Table 1 Cases of Numerical Simulation

Case	I-A angle	Flow Rate Ratio (ACA:MCA)
N-1	40.8°	0.15:0.85
N-2, A-2	57.3°	
N-3	73.8°	
N-4, A-4	40.8°	
N-5, A-5	57.3°	0.25:0.75
N-6, A-6	73.8°	
N-7	40.8°	
N-8, A-8	57.3°	0.5:0.5
N-9	73.8°	

상의 영향에 집중되어 초기에는 분지 혈관의 형상 변화에 대한 수학적 모델을 개발하는 등 이론적인 연구가 이루어졌다 [5]. 이후 영상의학을 이용하여 윌리스 환에 존재하는 혈관의 분지각이 동맥류 발생을 예측할 수 있는 인자가 될 수 있다는 것을 밝혔으며[6], 임상 실험을 통해 분지 혈관의 분지점에서 발생하는 높은 WSS(Wall Shear Stress) 및 높은 WSSG(Wall Shear Stress Gradient)가 혈관 벽을 손상시켜 동맥류 발생 가능성이 높아진다는 것을 확인하였다[7]. 또한 Shimogonya[8]와 Mantha[9]은 실제 혈관 형상을 이용한 수치 해석 연구를 통해 뇌 동맥류 발생을 예측할 수 있는 새로운 지표인 GON(Gradient Oscillatory Number)과 AFI(Aneurysm Formation Indicator)을 제안하였으며, Singh[10]은 실제 환자의 혈류 해석 결과에 대한 WSS, OSI(Oscillatory Shear Index)을 이용하여 흡연 및 고혈압이 혈액의 점성을 증가시켜 동맥류의 발생을 촉진시킬 수 있다는 것을 확인하였다.

동맥류의 성장 및 파열은 동맥류 내 유동 패턴이 중요한 인자로 알려져 있어 동맥류 주변 혈류에 관한 실험적, 수치해석적 연구가 이루어져 왔다. Liou[11]은 실험 연구를 통해 분지각 및 유량 비가 동맥류 내부 압력 및 유동 패턴 변화에 큰 영향을 미친다는 것을 확인하였으며, Fergusson[4]은 동맥류 내 혈액의 난류 유동이 혈관 벽에 지속적으로 진동을 일으켜 악화시킴에 따라 동맥류가 성장할 수 있다는 결론을 내렸다. Ford[12]는 이상적인 혈관에 대한 수치해석 연구를 통해 동맥류와 모혈관 사이의 각이 동맥류로 유입되는 유동의 운동량에 영향을 주어 동맥류 내 유동 패턴을 바꾸며, 동맥류 내부에 발생하는 복잡한 유동 패턴으로 인한 동맥류 내부의 압력과 전단응력의 변화가 동맥류 파열을 유발의 원인이 될 수 있다는 결론을 도출하였다. Gyorgy P.[13]는 이상적인 혈관 모델을 이용하여 혈관 형상 인자들이 동맥류 주변 유동에 미치는 영향에 대한 매개변수 연구를 수행하였으며, 이에 따라 실제 혈관 모델을 분류하였다.

동맥류 발생에 있어 혈관의 선천적인 결손의 영향이 크지

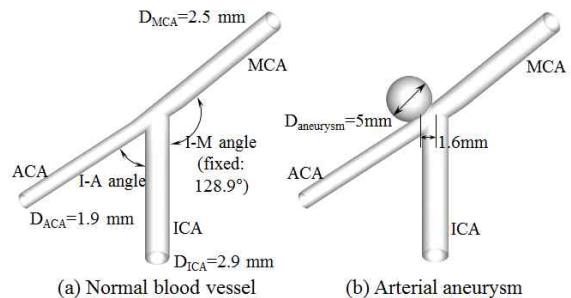


Fig.1 Schematic Geometry of a Blood Vessel

만 후천적인 원인으로는 혈관에 미치는 혈류 특성이 주 원인이며, 특히 뇌 동맥의 경우 자기조절(auto-regulation) 작용을 통해 적절한 혈류량을 유지한다. 뇌 혈관은 윌리스 환이라고 불리는 고리 형태의 혈관으로 이루어져 있으며[14], 혈압의 변동에 따라 직경이 변화하여 혈류량을 유지한다[15]. Moorhead[16]는 윌리스 환의 1차원, 3차원 모델을 제안하였으며, 이를 통해 유동 형태를 파악하였다.

뇌 혈관의 자기조절 작용을 고려한 뇌 동맥류 주변 혈류에 대한 해석 연구는 많지 않으며, 뇌 동맥류의 발병 원인 및 발생에 대한 연구는 주로 임상을 통한 후향적 연구에 집중되어 역학적 관계 규명에는 한계를 지니고 있다. 따라서 본 연구에서는 임상 연구 결과를 기반으로 한 혈류 해석을 통해 뇌 혈관의 분지각과 유량 비에 따른 뇌 동맥류 발생 위치를 예측하고, 혈류 특성 변화를 분석하여 뇌 동맥류 발생에 관한 혈류 해석 정보를 제공하고자 하며, 실제 임상에서 동맥류가 발생한 위치에 대해 동맥류 발생 후의 유동 특성에 대해 분석하였다.

2. 수학적 모델 및 해석 조건

본 연구는 분지혈관의 분지각 및 유량 비에 따른 유동 특성을 분석하기 위해 Table 1과 같이 9개의 case(N-1~N-9)에 대해 수치해석을 수행하였으며, 동맥류 발생 후를 가정하여 5가지 case(A-2~A-8)에 대해 추가적으로 해석하였다.

2.1 혈관 모델링

본 연구에서는 윌리스 환의 전방 순환계에 대하여 수치 해석을 수행하였으며, 전방순환계는 내경동맥(ICA), 전뇌동맥(ACA), 중뇌동맥(MCA)으로 이루어진 분지부이다. 혈관 형상은 Sakamoto[17]의 임상 연구 결과에 대한 평균값을 취하여 Fig. 1와 같이 이상적인(idealized) 혈관 형상으로 모델링 하였다. ICA, ACA, MCA의 직경은 각각 2.9 mm, 1.9 mm, 2.5 mm이며, ICA와 ACA의 각은 Table 1에 나타낸 바와 같이 40.8°,

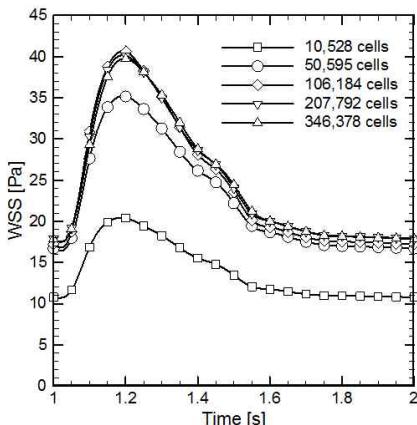


Fig.2 Grid Independence Test

57.3°, 73.8°에 대해 해석을 수행하였다.

동맥류 혈관의 경우 각 혈관의 직경은 정상 혈관과 동일하며, 동맥류의 직경은 Sakamoto[17]의 연구 결과에 대한 평균 값인 5 mm을 적용하였으며 이는 ACA 직경 대비 약 2.63배에 달한다. 동맥류는 구 형상으로 가정하였으며, ACA상에 ICA의 중심선으로부터 1.6 mm 떨어진 위치에 발생하였다고 가정하였으며, 동맥류 입구 길이는 3.1 mm로 이는 임상 연구 결과에 나타난 평균 위치 및 입구 길이를 적용한 값이다.

해석 격자는 유효체 격자로 구성하였으며, 격자 구성은 범용 격자 생성 프로그램인 ANSYS ICEM CFD 10.0을 사용하였다. 격자 독립성 시험(grid independence test)은 심장 수축기($t=1.2s$)일 때 혈관의 중심선에 대한 WSS(Wall Shear Stress) 값을 기준으로 격자 10,528개, 50,595개, 106,184개, 207,792개, 346,378개에 대해 수행하였으며, 이는 Fig. 2에서 확인할 수 있다. 이를 통해 WSS 값의 오차가 약 2.5% 이내가 되도록 격자 수 207,792개로 구성하였다.

2.2 지배방정식

혈류 유동 해석을 위해서는 기본적으로 연속 방정식 및 운동량 방정식이 적용되며, 이는 다음과 같다.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v}) = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \vec{v}) + \nabla \cdot (\rho \vec{v} \vec{v}) = -\nabla p + \nabla \cdot (\tilde{\tau}) \quad (2)$$

\vec{v} 는 유체의 속도 벡터이며, $\tilde{\tau}$ 는 전단응력 텐서를 나타낸다.

혈액의 유동은 비정상(unsteady) 상태로 가정하였으며, 무한

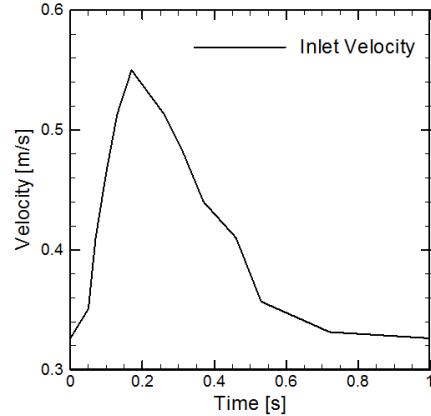


Fig.3 Pulsatile Velocity Profile

-전단율(infinite-shear rate)을 기준으로 최대 레이놀즈 수가 약 485이므로 층류(laminar) 유동으로 가정하였다. 또한 혈액은 밀도가 1050 kg/m^3 로 가정하였으며, 혈액의 유변학적 특성을 고려하기 위해 비뉴턴 유체에 대한 구성 방정식을 적용하였다. 식 (3)-(4)은 각각 전단응력 텐서와 전단율을 나타내고, 비뉴턴 유체를 모사하는 여러 모델 중 혈류의 유변학적 성질을 가장 잘 나타내는 것으로 알려져 있는 Carreau 점성 모델 [18]을 사용하였으며 이는 식 (5)와 같다.

$$\tilde{\tau} = \eta \dot{\gamma} \quad (3)$$

$$\dot{\gamma} = \sqrt{\frac{1}{2} \sum_i \sum_j \dot{\gamma}_{ij} \dot{\gamma}_{ji}} \quad (4)$$

$$\eta = \eta_\infty + (\eta_\infty - \eta_0) [1 + (\lambda \dot{\gamma})^2]^{\frac{n-1}{2}} \quad (5)$$

Carreau 모델을 혈액에 적용할 경우 상수는 $\eta_\infty = 0.00345 \text{ Pa} \cdot s$, $\eta_0 = 0.056 \text{ Pa} \cdot s$, $\lambda = 0.313 \text{ s}$, $n = 0.356$ 이다.

2.3 경계 조건

혈류는 심장 박동으로 인해 맥동 유동의 형태를 나타낸다. 이에 따라 ICA에서의 속도 프로파일을 사용하기 위해 Chung[15]의 혈류 측정 실험 결과를 이용하여 맥동 유동의 특성을 입구 경계조건에 적용하였으며, 시간에 따른 속도 분포는 Fig. 3에 나타낸 바와 같다.

출구 경계 조건은 유량 비를 적용한 Outflow 조건을 적용하였다. 이는 월리스 환에서의 자기조절(auto-regulation) 작용으로 인해 변동하는 혈류량을 고려하기 위한 것으로, ACA와

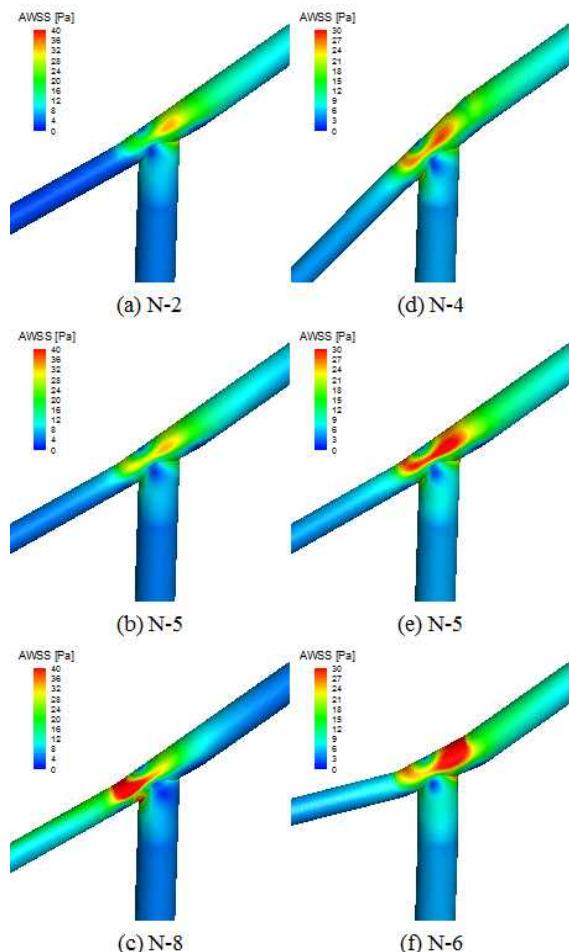


Fig.4 AWSS Distribution of Normal Blood Vessel

MCA의 유량 비가 0.5:0.5, 0.25:0.75[19], 0.15:0.85[15]인 경우에 대하여 해석하였으며, 각 경계조건은 정상 혈관과 동맥류 혈관 모두에 동일하게 적용하였다.

2.4 해석 조건

본 연구에서 수치해석은 범용 열유체 해석 프로그램인 FLUENT V6.3을 사용하였으며 UDF(User Define Function)을 이용하여 Carreau 점성 모델 및 입구 속도 프로파일을 적용하였다. 해석 정확도 향상을 위해 지배방정식에 대하여 2차 이산화 방법을 이용하였으며, 비정상 상태 해석에 적합한 PISO 알고리즘을 사용하였다. 맥동 유동 해석의 안정성을 확보하고자 총 2주기인 2.0초에 대해 해석하였으며, 시간 간격은 0.001초로 계산하였다. 각 case 별 해석 시간은 4 node-2.0GHz Xeon 시스템에서 약 4시간이 소요되었다.

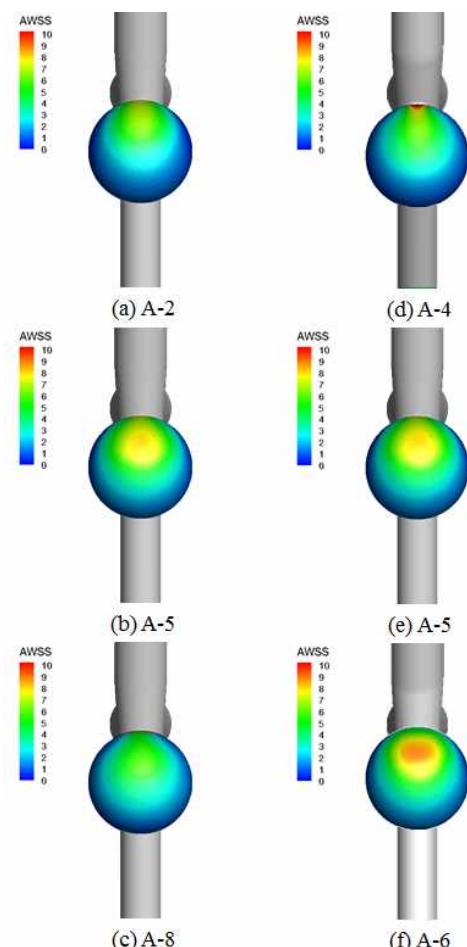


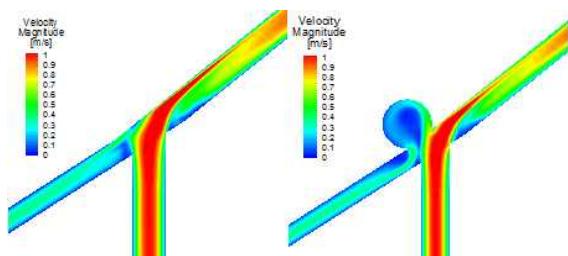
Fig.5 AWSS Distribution of Arterial Aneurysm

3. 결과 및 고찰

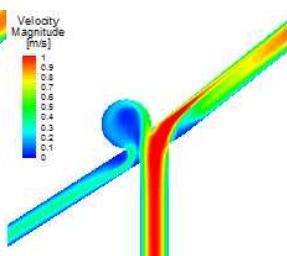
3.1 속도 분포 및 AWSS

높은 WSS의 경우 혈관 내벽의 손상을 일으켜 동맥류 발생 또는 파열의 가능성을 높일 수 있고, 낮은 WSS의 경우 내피 세포의 증식을 촉진시켜 동맥류의 성장을 일으킬 수 있다 [10,20]. 특히, AWSS(Averaged Wall Shear Stress)의 경우 혈관의 병변을 예측하는 데 있어 높은 성공률을 보이는 인자이다 [21]. 이에 따라 본 연구에서는 혈관 내의 속도 분포 및 심장 박동 1주기에 대한 WSS의 평균값인 AWSS를 도출하였으며, 이는 다음과 같이 정의된다.

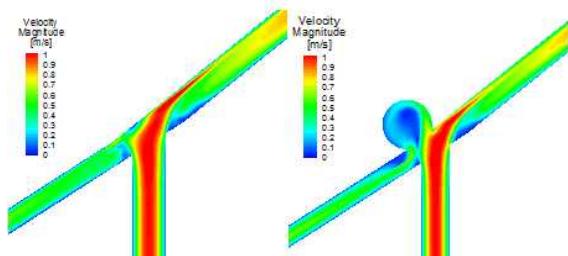
$$AWSS = \frac{1}{T} \int_0^T |\tau_w| dt \quad (6)$$



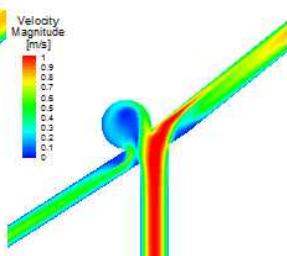
(a) N-2



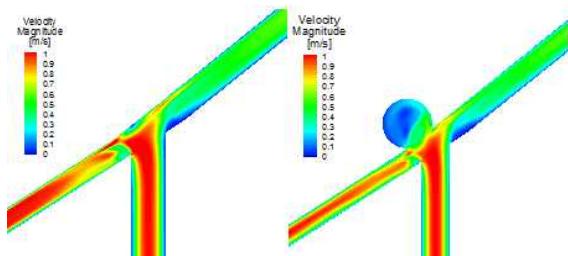
(d) A-2



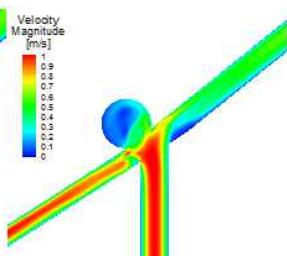
(b) N-5



(e) A-5



(c) N-8

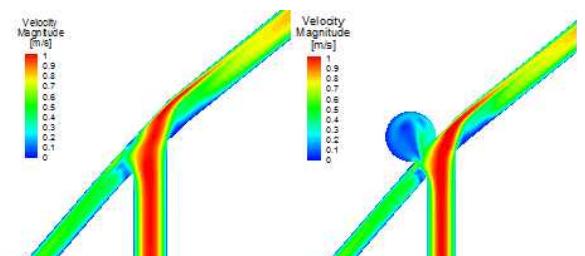


(f) A-8

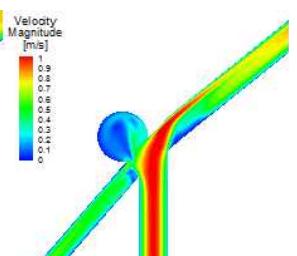
Fig. 6 Velocity Distribution at Iso-surface for the Constant I-A angle

Fig. 4, Fig. 5은 정상혈관 및 동맥류에 대한 AWSS 분포이다. 정상혈관의 경우 AWSS 값이 낮게 나타나는 정체점이 ACA 쪽에 치우쳐 있으며, 그 주변으로 높은 AWSS 값이 발생한다. I-A angle이 작을 경우 ACA로의 유량을 유지하기 위해 압력 강하가 크게 발생하다가, I-A angle이 커지면 ACA 내의 압력 강하가 감소하면서 상대적으로 MCA의 압력이 낮아져 MCA의 분지 내벽으로 충돌하는 유동이 더 크게 발생한다. 그 결과 ACA의 AWSS 값에 대한 I-A angle의 영향은 크지 않은 반면, MCA에서는 I-A angle에 따라 AWSS 값이 변화하게 된다.

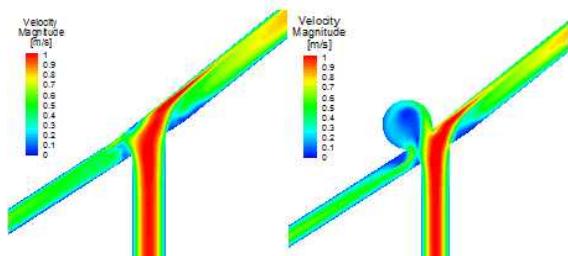
Fig. 6, Fig. 7은 정상 혈관 및 동맥류 혈관 모델에 대한 중심 면에서의 속도 분포를 나타낸 것으로, 정상혈관의 경우 I-A angle에 따른 속도 분포의 차이는 크지 않으나, ACA로 흐르는 유량이 많을 경우 ACA의 단면적이 일정하기 때문에



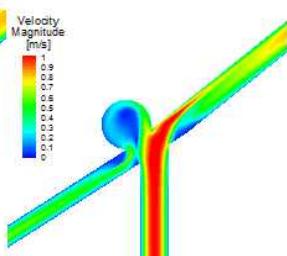
(a) N-4



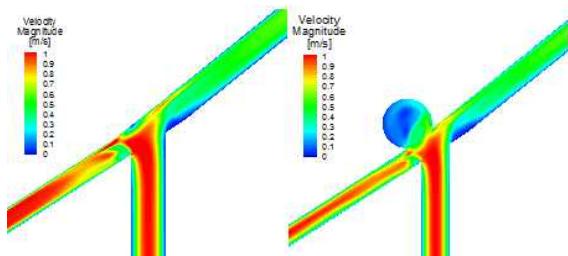
(d) A-4



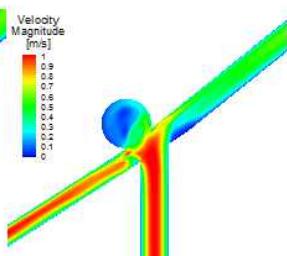
(b) N-5



(e) A-5



(c) N-6



(f) A-6

Fig. 7 Velocity Distribution at Iso-surface for the Constant Flow Rate Ratio

유속은 유량에 비례하여 증가한다. 유속이 증가함에 따라 WSS 및 AWSS 값 또한 증가하게 되어 동맥류의 발생 가능성이 높아지게 된다.

동맥류 혈관의 경우 I-A angle이 커짐에 따라 동맥류로 유입되는 빠른 속도의 유동이 혈관 벽면에 충돌하는데, 동맥류에 빠른 속도로 유입되는 유동이 충돌하는 혈관 벽 부분에서 높은 WSS 값이 발생하여 동맥류의 파열 가능성이 더 높은 것으로 알려져 있다[22]. 또한 이 경우 동맥류에서 유출되는 유동의 영향으로 유입 유동을 밀어내면서 유동이 벽면을 따라 발생하여 높은 WSS 값을 발생시킨다[12]. 반면, I-A angle이 작을 경우 유입 유동은 동맥류의 벽면으로 충돌하지 않는 것을 볼 수 있다. 이는 I-A angle이 작을수록 ACA의 압력이 낮아져 ICA에 흐르던 유동 방향에 영향을 주어 동맥류로 들어가는 유동이 분산되어 유입되기 때문이다.

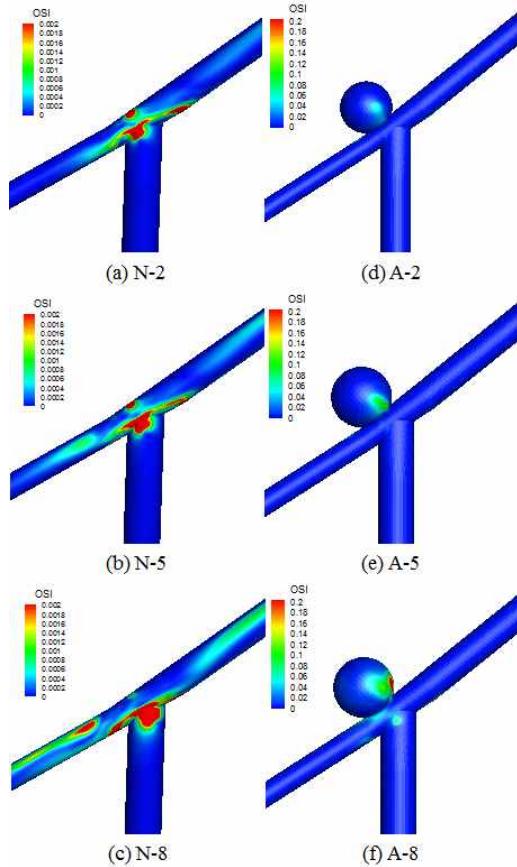


Fig.8 OSI Distribution for the Constant I-A angle

동맥류 혈관에서 ACA로 흐르는 유량이 많을 경우 ACA에 서의 압력이 감소하여 ICA에서 ACA로의 선회류가 크게 발생하게 된다. 이러한 선회류가 동맥류로 유입되는 유동에 영향을 주어 유동 방향이 동맥류 내벽이 아닌 동맥류 중심으로 변화하게 되며, 이에 따라 AWSS 값은 유동이 동맥류 내벽에 충돌할 때에 비해 감소하게 된다.

3.2 OSI

OSI(Oscillatory Shear Index)는 유동 방향에 주기적으로 변동이 있을 경우 변동 정도를 나타내기 위한 지표로, WSS의 변동과 혈관 내막의 손상과의 상호 관계 파악에 적용할 수 있으며[23], WSS의 변동에 따른 높은 OSI는 혈관 내피 세포의 기능 장애를 일으킬 수 있다[24]. 혈관 내피 세포의 손상은 동맥류 발생으로 이어질 수 있으며, 또한 동맥류가 발생한 이후에도 높은 OSI는 동맥류 과열로 이어질 수 있다[22]. 그러므로 OSI는 뉴 동맥류 발생 및 과열에 있어 중요한 지표이며 다음과 같이 정의된다.

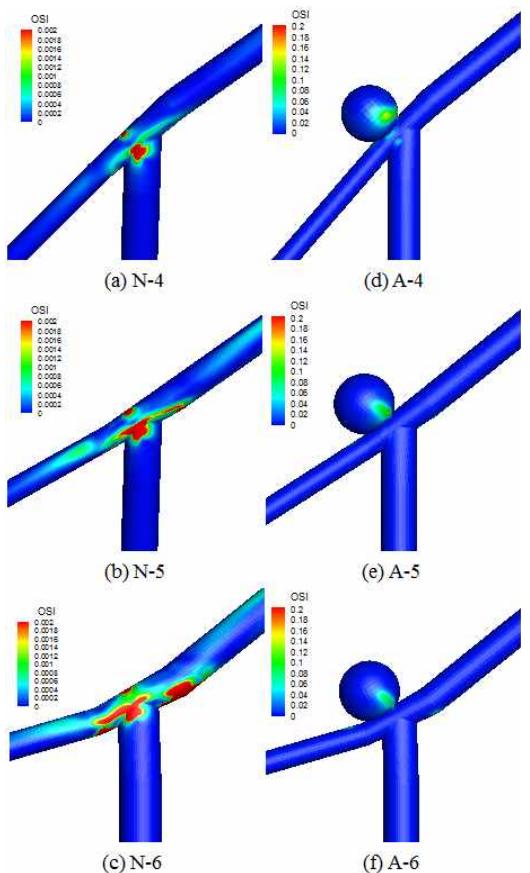


Fig.9 OSI Distribution for the Constant Flow Rate Ratio

$$OSI = \frac{1}{2} \left(1 - \frac{\left| \int_0^T \overrightarrow{\tau_w} dt \right|}{\int_0^T |\overrightarrow{\tau_w}| dt} \right) \quad (7)$$

Fig. 8, Fig. 9은 정상혈관 및 동맥류 혈관에 대한 OSI 분포를 나타내며, 정상 혈관의 경우 OSI는 모든 Case에서 유동의 정체점과 분지부, 재순환 유동(circulation flow)이 발생하는 구간에 상대적으로 높게 나타나는 경향을 보인다. ACA로 흐르는 유량이 클 경우 분지 이후 ACA에서 OSI 값이 높게 나타나는데, 이는 유량이 클수록 ACA 내 속도와 재순환 유동 구간(circulation zone)에서의 속도 차이가 커져 높은 OSI 값이 발생하는 것으로 볼 수 있다. I-A angle이 작을 경우에 ACA에서 발생하는 OSI 값이 증가하지만 이는 유량 비의 영향에 비해 상대적으로 그 영향이 작은 편이다.

OSI는 일반적으로 0.2 이상일 경우 혈관에 문제를 일으킬 수 있는 것으로 알려져 있으나[26] 이는 실제 환자의 혈관 모델에 대한 것으로, 본 연구에서는 이상적인 혈관 모델을 사용

하였기 때문에 OSI 값이 높게 발생하지는 않는다. 그러나 실제 임상 연구 결과에서 동맥류가 발생한 위치와 높은 OSI 값이 발생한 위치가 유사하므로 그 영향은 확인할 수가 있다.

반면 동맥류 혈관의 경우 OSI가 높은 부분이 동맥류에 집중되어 있으며, 정상 혈관에 비해 OSI 값이 확연히 높은 부분이 발생하는 것을 볼 수 있다. 특히 ACA로 흐르는 유량이 클 경우 높은 OSI 값이 동맥류 내벽에 발생하는 것을 볼 수 있는데, 이는 ACA로 흐르는 유량이 작을 때에는 심장 박동 1주기 동안 동맥류 내에 단일 외류(single vortex)가 유지되는 반면 ACA의 유량이 클 경우 ACA의 압력이 감소하여 동맥류 내에 불안정한 유동 패턴을 발생시켜 높은 OSI 값을 나타내는 것으로 판단된다. 또한 I-A angle이 작을 경우 동맥류의 입구부에 상대적으로 높은 OSI 값이 나타나는데, 이는 I-A angle이 작을 경우 동맥류 입구부에 일시적으로 유동이 불안정해지는데 따른 것으로 판단되며, ACA에서의 압력이 감소하면서 동맥류로 유입되는 유동에 영향을 준 것으로 사료된다. 이를 통해 I-A angle이 작거나 ACA로 흐르는 유량이 클 경우 동맥류 파열의 가능성성이 높아 질 수 있다는 것을 알 수 있다.

4. 결 론

본 연구에서는 이상적인 혈관 모델을 이용하여 동맥류 발생 전/후에 대해 비대칭 분지각 및 유량 비가 혈관 내의 유동에 미치는 영향을 연구하였다. 혈류 해석을 통한 혈관 질환 예측에서 중요하게 인식되고 있는 WSS 관련 인자를 이용하여 수치해석 결과를 분석하였으며, 그 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

정상 혈관의 경우 전반적으로 유동의 정체점이 ACA쪽에서 발생하였으며 정체점 주위에서 상대적으로 높은 AWSS, OSI 값이 발생하였다. 이에 따라 유동의 정체점 부근에서 혈관 내벽의 손상이 발생할 가능성이 상대적으로 높은 것으로 판단된다.

I-A angle은 ACA의 WSS 관련 인자에 큰 영향을 미치지 않으나, I-A angle이 변화함에 따라 MCA에서의 AWSS 값의 변동을 유발하며 이는 ACA와 MCA의 압력 값의 상대적인 차이에 따른 결과이다. 반면 유량 비는 I-A angle에 비해 그 영향이 뚜렷하게 나타나며, ACA로 흐르는 유량이 클수록 유속의 증가로 인해 ACA에서 AWSS, OSI 값이 크게 나타나는 것을 확인하였다.

동맥류 발생 시 I-A angle이 작을 경우 동맥류로 유입되는 빠른 속도의 유동이 동맥류 내벽에 충돌하여 높은 AWSS 값을 발생시키며, ACA로 흐르는 유량이 클 경우 동맥류 내의 불안정한 유동 패턴으로 인해 동맥류 내벽에서 높은 OSI 값이 발생한다. 이를 통해 I-A angle 및 유량이 동맥류 성장 및

파열에 영향을 줄 수 있는 것으로 판단된다.

후 기

본 논문은 한국연구재단의 기초연구(NRF-2008-313-D00126) 연구비 지원에 의해 수행되었으며 관계 제위께 감사드립니다.

참고문헌

- [1] 1972, Stehbens, W.E., "Pathology of the cerebral blood vessels," *St Louis, Missouri: C. V. Mosby*, pp.351-470.
- [2] 1997, Schievink, W.I., "Intracranial aneurysms," *New England J Med*, Vol.336, pp.28-40.
- [3] 2000, Kim, D.I., "Diagnosis imaging and categorization of intracranial aneurysm," *Symposium of the Korean Society of Radiology*, pp.134-138.
- [4] 1972, Ferguson, G.G., "Physical factors in the initiation, growth, and rupture of human intracranial saccular aneurysms," *J Neurosurgery*, Vol.37, pp.666-677.
- [5] 1991, Brown, N., "A mathematical model for the formation of cerebral aneurysms," *Stroke*, Vol.22, pp.619-625.
- [6] 2004, Ingebrigtsen, T. et al., "Bifurcation geometry and the presence of cerebral artery aneurysms," *J Neurosurgery*, Vol.101, pp.108-113.
- [7] 2007, Meng, H. et al., "Complex hemodynamics at the apex of an arterial bifurcation induces vascular remodeling resembling cerebral aneurysm initiation," *Stroke*, Vol.38, pp.1924-1931.
- [8] 2009, Shimogonya, Y., et al., "Can temporal fluctuation in spatial wall shear stress gradient initiate a cerebral aneurysm? A proposed novel hemodynamic index, the gradient oscillatory number(GON)," *J Biomech*, Vol.42, pp.550-554.
- [9] 2006, Mantha, A., et al., "Hemodynamics in a cerebral artery before and after the formation of an aneurysm," *AM J Neuroradiol*, Vol.27, pp.1113-1118.
- [10] 2010, Singh, P.K. et al., "Effects of smoking and hypertension on wall shear stress and oscillatory shear index at the site of intracranial aneurysm formation," *Clin Neurol Neurosurg*, Vol.112, pp.306-313.
- [11] 1999, Liou, T.M. and Liou, S.N., "A review on in vitro studies of hemodynamic characteristics in terminal and lateral aneurysm models," *Proc Natl Sci Counc*, Vol.23, pp.133-148.

- [12] 2008, Ford, M.D. et al., "On the effect of parent-aneurysm angle on flow patterns in basilar tip aneurysms: Towards a surrogate geometric marker of intra-aneurysmal hemodynamics," *J Biomech*, Vol.41, pp.241-248.
- [13] 2007, Gyorgy, P., et al., "Flow in simplified and real models of intracranial aneurysms," *Int J Heat Fluid Fl*, Vol.28, pp.653-664.
- [14] 2005, Kim, C.S., "Computational simulation of auto-regulatory brain circulation using CFD and MRA techniques," *KSME*, pp.2703-2708.
- [15] 2010, Chung, E.M.L., et al., "Embolus trajectory through a physical replica of the major cerebral arteries," *Stroke*, Vol.41, pp.647-652.
- [16] 2004, Moorehead, K.T. et al., "1D and 3D models of auto-regulated cerebrovascular flow," *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco*, USA, pp.726-729.
- [17] 2006, Sakamoto, S. et al., "Characteristics of aneurysm of the internal carotid artery bifurcation," *Acta Neurochir*, Vol.148, pp.139-143.
- [18] 1985, Cho, Y.I. et al., "Experimental investigation of branch flow ratio, angle and Reynolds number effects on the pressure and flow fields in arterial branch models," *J Biomech*, Vol.103, pp.102-115.
- [19] 2006, Tanaka, H. et al., "Relationship between variations in the circle of Willis and flow rates in internal carotid and basilar arteries determined by means of magnetic resonance imaging with semiautomated lumen segmentation: Reference data from 105 healthy volunteers," *Am J Neuroradiol*, Vol.27, pp.1770-1775.
- [20] 1992, Gonzalez, C.F. et al., "Intracranial aneurysms: Flow analysis of their origin and progression," *Am J Neuroradiol*, Vol.13, pp.181-188.
- [21] 2010, Knight, J. et al., "Choosing the optimal wall shear stress parameter for the prediction of plaque location - A patient-specific computational study in human right coronary arteries," *Atherosclerosis*, Vol.211, pp.445-450.
- [22] 2005, Cebral, J.R. et al., "Characterization of cerebral aneurysms for assessing risk of rupture by using patient-specific computational hemodynamics models," *Am J Neuroradiol*, Vol.26, pp.2550 - 2559.
- [23] 1985, Ku, D.N. et al., "Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation; Positive correlation between plaque location and low oscillating shear stress," *Arterioscler thromb Vasc Biol*, Vol.5, pp.293-302.
- [24] 1996, He, X. and Ku, D.N., "Pulsatile flow in the human left coronary artery bifurcation: Average conditions," *ASME J Biomech Eng*, Vol.118, pp.74-82.
- [25] 2003, Glor, F.P. et al., "Reproducibility study of magnetic resonance image-based computational fluid dynamics prediction of carotid bifurcation flow," *Ann Biomed Eng*, Vol.31, pp.142 - 151.