

뇌동맥류 모델에 대한 혈류역학 해석[§]

서 태 원*†, 변 준 수**

* 안동대학교 기계자동차공학과, ** 중앙대학교 병원영상의학과

Computational Hemodynamics in the Intracranial Aneurysm Model

TaewonSeo*† and Jun SooByun**

*Dept. of Mechanical and Automotive Engineering, Andong Nat'l Univ.,

** Dept. of Radiology, Chung Ang Univ. Hospital

(Received May 9, 2013 ; Revised June 20, 2013 ; Accepted August 21, 2013)

Key Words: Intracranial Aneurysms(뇌동맥류), Computational Fluid Dynamics(전산유체역학), Hemodynamics(혈류역학), Wall Shear Stress(벽전단응력), Rupture of Aneurysms(동맥류파열)

초록: 뇌동맥류모델은 CT 영상을 기반으로 추출하여, ANSYS-FLUENT 를 사용해 전산 유체유동해석을 수행하였다. 본 연구를 통해 뇌동맥류에서 최소 벽전단응력은 동맥류가 발생한 영역에서 일어나는 것을 알 수 있다. 또한 뇌동맥류 모델에서 우측중뇌동맥 안쪽벽면에 작용하는 벽전단응력의 크기는 동맥류 전부와 후부의 벽면에 작용하는 벽전단응력의 크기에 비해 20 배 더 크게 발생하는 것을 알 수 있다. 그러나 동맥류 영역에서의 전단응력의 크기는 매우 작게 나타났다. 혈관 수축이 일어나는 동안 동맥류의 영역에서 매우 복잡한 이차유동이 발생하는 것을 볼 수 있다. 동맥류 내부에서의 혈류유동은 나선형 유동형태를 보이며, 본 연구의 혈류역학적 특성 분석을 통해 뇌동맥류의 파열을 예견할 수 있을 것으로 판단한다.

Abstract: The intracranial aneurysm model is extracted based on the Computed Tomography (CT) scan images. Computational fluid dynamics simulations were conducted under both steady and realistic flow conditions in ANSYS-FLUENT. The minimum wall shear stress in the intracranial aneurysm tended to occur in the aneurysmal region. The magnitude of wall shear stress along inner wall of the curvature in the right M1 segment of middle cerebral artery is approximately 20 times higher than that along both the proximal and distal walls. However, the magnitudes of the wall shear stress at the aneurysm region were considerably low. The blood flow has the complex distribution in the aneurysmal region during the systolic period. Complex helical flow patterns are observed inside the aneurysm. Through an analysis of the hemodynamic characteristics, one may predict the rupture of the cerebral aneurysms.

- 기호설명 -

v : 동점성 계수 (m^2/s)

- H : 동맥류 높이(mm)
- L : 동맥류 길이(mm)
- P : 혈압(Pa)
- U_i : 혈류 속도(m/s)
- X_i : 좌표계
- ρ : 혈액의 밀도 (kg/m^3)
- α : 무차원 Womersley 수

1. 서론

뇌동맥류는 일반적으로 윌리스환(Circle of Willis)의 분기혈관에 빈번히 일어나는 병변이다. 일반적으로 뇌동맥류의 발병기전은 평활근세포의 손실과 함께 벽내 탄력소의 균열 및 붕괴에 기인하는 것으로 알려져 있다. 뇌동맥류의 가장 심각한 결과는 뇌동맥류의 파열과 거미막밑출혈(Subarachnoid Hemorrhage)이나, 뇌동맥류는 일상생활에서 특별한 증상이 나타나지 않기 때문에 예방과 치료에

§ 이 논문은 대한기계학회 바이오공학부문 2013년도 춘계학술대회 (2013. 5. 22.-24., 디오션리조트) 발표논문임.

† Corresponding Author, dongjin@anu.ac.kr

© 2013 The Korean Society of Mechanical Engineers

어려움을 겪고 있다. 머리속 출혈에 대한 예후는 CT 와 MRI 등 영상진단시스템기술의 향상으로 파열되기 전에 발견이 용이해져 동맥류에 대한 수술은 증가하고 있다.

일반적으로 동맥류의 크기가 클수록 동맥류 파열이 일어날 가능성이 크다고 알려져 있으나, 작은 동맥류에서도 종종 파열이 일어나기도 한다.⁽¹⁾ 동맥류의 크기가 10mm 이상이며, 동맥류의 비율 (Aspect Ratio)이 1.6 보다 큰 경우 출혈의 위험이 높은 것으로 연구보고 되고 있다.⁽²⁾ 또한 혈류역학적 응력은 뇌동맥류의 진행에 상당한 영향을 미치는 것으로 보고되고 있다.⁽³⁻⁵⁾ 따라서 동맥류의 크기와 혈류역학적 특성은 동맥류의 발전, 진행과 파열 메커니즘에 중요한 역할을 하는 것으로 알려져 있다.^(3,4) 낮은 벽전단응력과 벽전단응력의 진동은 내피세포의 형상을 불규칙하게 하고 방향성을 잃게 하여 혈관내벽의 비대를 야기시킨다. 이와 같이 낮은전단응력은 내피세포의 방향 회전율을 높여 내피세포가 죽종 발생이 용이한 형태로 변경된다고 알려져 있다.⁽⁶⁾

동맥류의 파열을 예견하고 중재시술의 판정기준으로 지금까지 적용되어 온 주요한 인자중의 하나는 동맥류의 크기이다. 동맥류의 크기가 동맥류 파열에 매우 중요한 인자이기는 하지만, 환자에 따라 동맥류의 크기와 모양이 다양해 동맥류의 크기만으로 동맥류의 파열을 예측하고 중재시술을 판단하기에는 어려움이 있다. 이러한 이유로 연구자들은^(5,7) 동맥류의 파열은 동맥류 주위 혈류역학적 특성에 의한 벽전단응력에 의해 일어나기 때문에, 동맥류 주위 혈류역학적 특성에 대한 이해는 동맥류 파열을 보다 더 잘 예측할 수 있다고 발표하였다. 본 연구의 목적은 동맥류 주위 혈류역학적 특성을 이해하고 이를 통해 동맥류의 파열과 벽전단응력의 상관관계에 대해 조사하는 것이다.

2. 연구방법

2.1 혈관모델생성

Fig. 1 은 뇌 동맥류 환자의 뇌 혈관을 컴퓨터 단층 촬영한 영상이다. 영상은 0.23mm 간격으로 촬영하였으며, 영상의 개수는 101 개이며 Pixel 의 크기는 0.23mm 이다. 영상에서 빨간색으로 표시한 부분이 동맥류가 있는 부분이다. 이 영역을 의료 영상상용프로그램인 MIMICS Ver. 15(Materialise, Belgium)를 사용하여 Fig. 2 와 같이 혈관 모델을 생성하였다. Fig. 2 에서 보는 바와 같이 혈류방향은 화살표 방향과 같다. 우측중뇌동맥 (Right M1

Table 1 Geometric characteristics of aneurysm

Length (mm): L	Height (mm): H	Width (mm): W
2.3	4.17	2.89

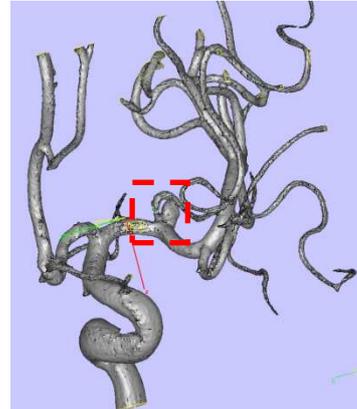


Fig. 1 CT image of the brain artery with aneurysm

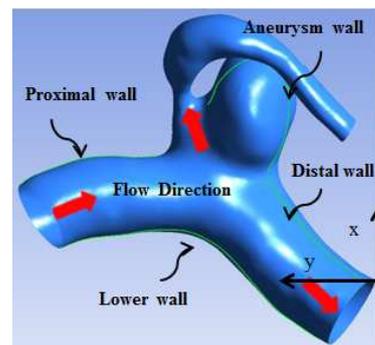


Fig. 2 Extracted geometry from Fig. 1 and flow direction

segment of middle cerebral artery) 입구의 직경은 대략 1.98±0.26mm, 출구의 직경은 2.28±0.32mm 이며 상부중뇌동맥 (Superior division of middle cerebral artery) 출구의 직경은 0.75±0.24mm 이다. 생성된 동맥류의 목 크기 (S)는 1.73mm 로 추정되며, 뇌 동맥류의 기하학적 특성은 Table 1 과 같다.

2.2 지배방정식 및 수치해석방법

본 연구에 사용된 유체는 균일, 비압축성, 등온 뉴턴 유체로 가정하였다. 유체의 밀도, ρ, 는 1.05x10³ (kg/m³), 동 점성계수, ν, 는 3.3x10⁻⁶ (m²/s) 을 사용하였다.

지배방정식은 아래 식 (1), (2)와 같이 표현할 수 있다.

$$\bullet \text{연속방정식} : \frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0 \quad (1)$$

•운동량 방정식 :

$$\rho \frac{\partial(u_i u_j)}{\partial x_j} = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \mu \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) \quad (2)$$

혈류유동 입구에서의 유동조건은 Fig. 3 과 같은 유동조건을 적용하였다.⁽⁸⁾ 출구에서의 경계조건으로 출구면에 전단응력 성분이 작용하지 않는 자유경계조건^(8,12) (Traction Free Boundary Condition)을 적용하였으나, 본 논문에서는 우측중뇌동맥과 상부중뇌동맥 출구로 빠져 나가는 혈류에 대한 정보가 없어 출구에서는 압력 경계조건을 적용하였다. 입구에서 혈류의 평균유속은 0.43m/s 이며, Womersley 수, $\alpha = \frac{R}{2} \sqrt{\frac{\omega}{\mu}}$, 는 1.35 이다. 입구에서의 평균 레이놀즈 수, $Re = \frac{UD}{\nu}$, 는 253.4 이고, 수축기 동안 최대 레이놀즈 수는 361 이며 이완기 동안 최소 레이놀즈 수는 204 이다. 평균 레이놀즈 수는 1 주기 동안 유속의 평균값을 이용해 계산하였으며, 최대 및 최소 레이놀즈 수는 Fig. 3 에 나타난 최대 속도 값과 최소 속도 값을 이용해 각각 계산하였다. 혈관 벽면은 강체로 가정하였고, No-slip 경계조건을 적용하였다.

본 논문에서 계산에 적용된 격자는 사면체 격자이며, 총 1,325,788 개의 격자를 생성하여 계산을 수행하였다. 수치해석 방법은 비정상 유동해석에 효율적인 PISO(Pressure Implicit with Splitting of Operators) 연산법을 적용하였으며, 공간적 이산화 방법으로 강한 2 차 유동과 구배가 일어나는 동맥류가 있는 형상에 대해 정확한 해를 얻기 위해 Quick 방식을 적용하였다. 본 연구의 해석에 사용된 컴퓨터는 인텔 Core™ i7-3770K CPU 3.5GHz 이며, RAM Memory 는 32GB 이다. 계산 시간은 96 시간 정도 소요되었으며, 안정된 해석 결과를 얻기 위해 4 주기까지 계산을 수행하였다. 연속방정식과 운동량방정식은 모두 1×10^{-5} 이하로 수렴시켰다.

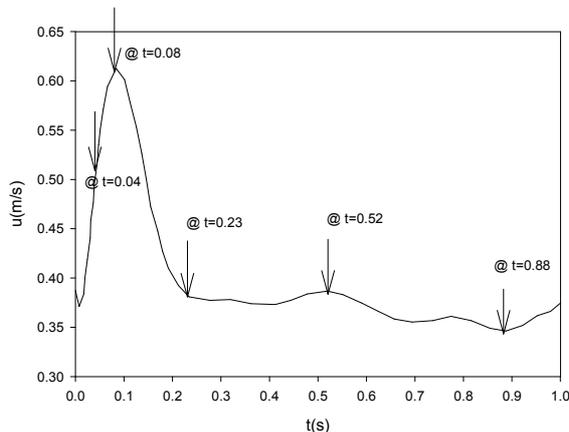


Fig. 3 Physiological waveform of inlet velocity

3. 해석 결과 및 고찰

3.1 정상 유동조건하에서 동맥류의 유동특성

Fig. 4 는 수축기 동안 최대혈류속도가 0.62m/s, 압력 120mmHg 인 경우와 이완기 동안 최소 혈류속도 0.344m/s, 압력 78mmHg 인 경우에 대해 속도 분포를 각각 나타낸 것이다. 그림에서 우측중뇌동맥을 통해 유입되는 혈류는 동맥류를 만나기 전까지 혈관을 따라 정상적으로 흐르는 것을 알 수 있다. 그러나 동맥류안에서의 혈류는 와류가 형성되는 복잡한 유동양상을 보이고 있는 것을 볼 수 있다. 이완기 동안 중뇌동맥하류에서 혈류는 2 차 유동이 발생하나, 상부중뇌동맥으로 빠져 나가는 혈류는 정상적으로 흐르는 것을 알 수 있다.

Fig. 5 는 최대 수축기와 최소 이완기일 때 혈류에 의해 뇌 동맥류의 벽면을 따라 발생하는 벽전단응력을 나타낸 결과이다. Fig. 2 에서 우측중뇌동맥의 출구에 좌표축의 원점이 위치해 있다. 따라서 Fig. 5 에서 x 축 좌표 값이 작은 곳은 우측중뇌동맥의 출구 쪽을 나타내며, 좌표 값이 증가하는 쪽은 우측중뇌동맥의 입구 쪽임을 나타낸다. 최소 이완기일 때 동맥류 벽면을 따라 발생하는 벽전단응력의 최대값은 0.383 Pa, 최소값은 0.072Pa, 그리

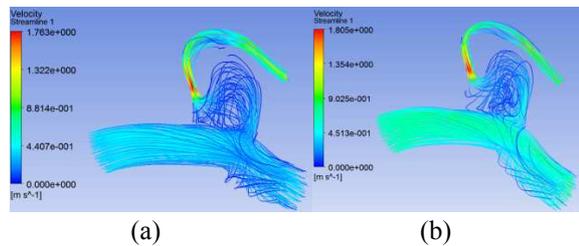


Fig. 4 Velocity streamline in the generated brain aneurysms at a) u=0.344 and b) 0.62m/s

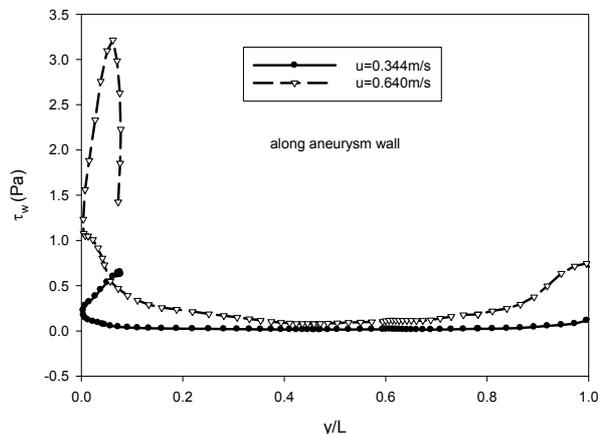


Fig. 5 Wall shear stress distributions along cerebral aneurysms

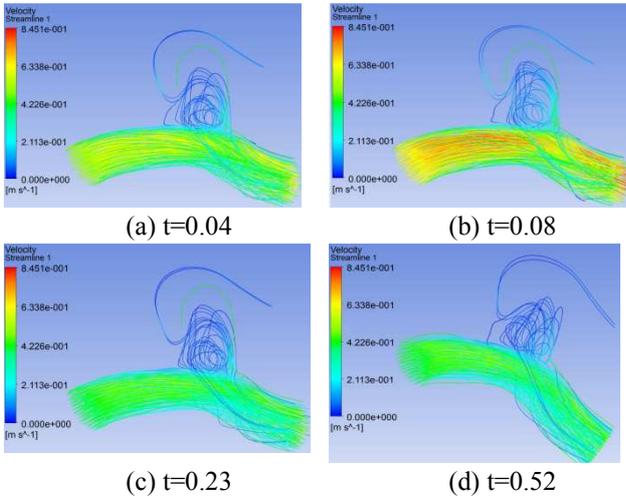


Fig. 6 Streamlines in the cerebral aneurysms artery in the 4 selected times

고 평균값은 0.118 Pa 이다. 최대 수축기일 때 벽전단응력의 최대값은 3.21 Pa, 최소값은 0.078Pa, 그리고 평균값은 0.62 Pa 이다.

3.2 맥동유동조건에서 동맥류의 유동특성

Fig. 6 은 t=0.04, 0.08, 0.23 과 0.52 초 일 때 혈류의 흐름을 나타낸 결과이다. 동맥류 안으로 흘러 들어온 혈류는 동맥류 후부 벽면에 부딪친 후 동맥류 내부에서 반 시계방향으로 와류를 발생시키면서 우측중뇌동맥으로 빠져 나가며, 일부 혈류는 상부중뇌동맥으로 빠져 나가는 것을 볼 수 있다. 주혈관인 우측중뇌동맥을 흐르는 혈류는 뇌동맥류목을 통해 우측중뇌동맥으로 빠져 나오려는 혈류를 뇌동맥류 내에 가두어 그 안에 정체하게 하는 것을 볼 수 있다.

Fig. 7 은 벽전단응력 분포와 압력분포를 나타낸 결과이다. 우측중뇌동맥 방향으로 동맥류 끝단 영역에서 압력은 최대값을 가지는 것을 볼 수 있다. 혈류가 가속되는 경우 이곳에 300Pa 이상의 압력이 작용하며(Fig. 7(b), (d) 참조), 혈류가 감속되면서 압력 또한 감소하게 되며 이때 혈관에 작용하는 압력은 대략 200 Pa 정도된다(Fig. 7(f), (h) 참조). 최고 압력이 작용하는 이 혈관벽면에 10Pa 이상의 전단응력이 작용하는 것을 알 수 있다. Fig. 7(a), (c), (e)와 (g)에서 보는 바와 같이 뇌 동맥류가 발생한 혈관에 작용하는 전단응력은 매우 낮은 값을 가지는 것을 볼 수 있다. 주 혈관인 우측중뇌동맥에 작용하는 전단응력은 전체적으로 4Pa 이상이나, 중뇌동맥 하류 곡물 안쪽 면에는 상대적으로 낮은 전단응력이 작용하는 것을 볼 수 있다. 또한 혈류의 속도가 감소함에 따라 전단응력이 작게 작용하는 영역이 더 넓어지는 것을 알 수 있다. Fig. 8 에

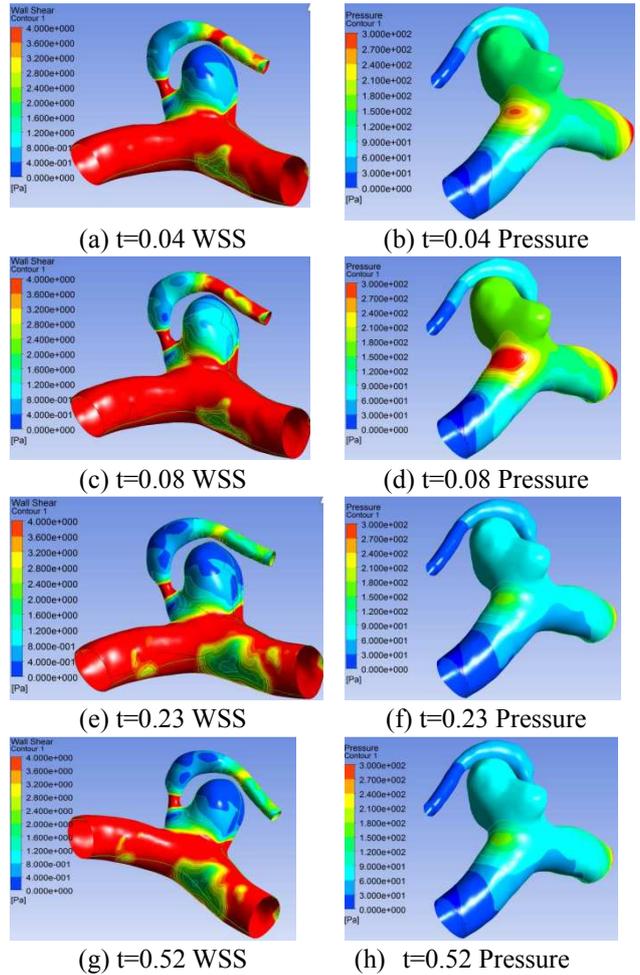


Fig. 7 Wall shear stress and pressure contours in the cerebral aneurysms artery in the 4 selected times

서 혈류가 가속되는 동안 우측중뇌동맥 곡물 안쪽 면에 3Pa 보다 작은 전단응력이 작용하는 영역은 약 15%이다. 그러나 혈류의 속도가 감속되면서 3Pa 보다 작은 전단응력이 작용하는 영역은 약 45%로 급격히 증가하는 것을 알 수 있다.

3.3 동맥류 파열인자

동맥류 파열의 예측인자로 동맥류의 크기, 연령, 성별, 흡연 등이 보고되었으나⁽⁹⁾, 이중 동맥류의 크기는 동맥류의 비율로 나타내며, 동맥류의 파열 예측인자로 가장 널리 사용되고 있다. 동맥류의 비율은 동맥류의 목 크기 (S)에 대한 동맥류의 높이 (H)의 비로 정의된다 (동맥류비율=H/S). 하지만 동맥류의 크기가 작은 경우도 동맥류 파열이 일어나기 때문에, 동맥류의 크기만으로 동맥류의 파열을 예측하기에 어려움이 있다. 최근의 전산 수치해석 연구를 통해 벽전단응력을 포함한 혈류역학적 인자는 뇌 동맥류 파열을 규명하는데 매우 중요한

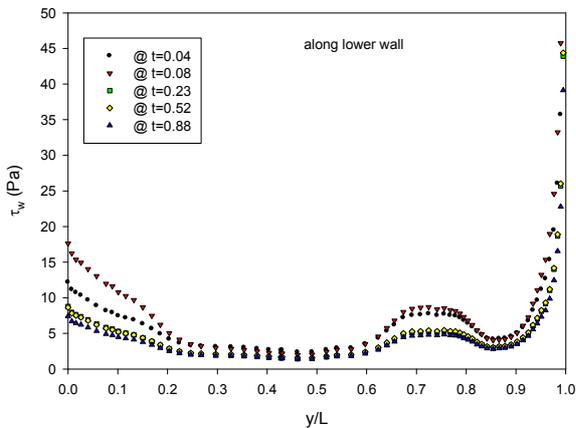


Fig. 8 Wall shear stress distributions along the lower wall

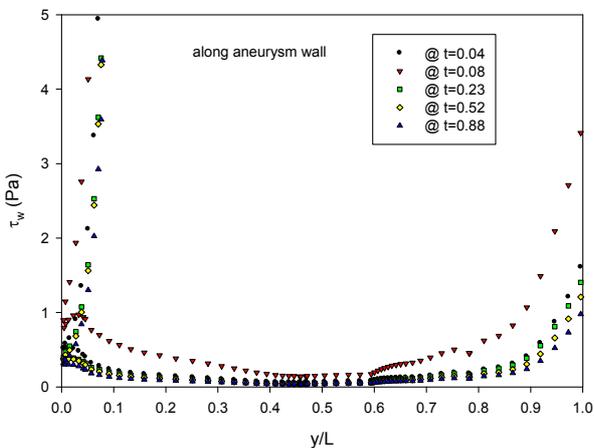


Fig. 9 Wall shear stress distributions along the aneurysmal wall

요소가 될 수 있다고 보고하였다.^(5,10,13) Cebral^(5,11) 등은 210 명의 뇌 동맥류 환자를 분석하였으며, 파열된 동맥류는 파열되지 않은 동맥류에 비해 집중된 유입제트, 작은 흐름 충돌영역과 복잡한 불안정한 유동형태를 가진다고 발표하였다.

본 연구에서 동맥류의 비율은 2.41 로 Weir 등⁽²⁾ 이 제안한 출혈의 위험이 높은 동맥류의 비율에 비해 50% 정도 더 비율이 크다. 이처럼 동맥류의 비율이 클수록 동맥류의 Dome 부위의 전단응력이 작아지고 이것이 내피표면을 따라 적혈구, 백혈구와 혈소판을 포함한 혈액 세포를 응집시키고 이에 따라 내피세포의 기능 장애와 세포소실을 초래한다. 이것은 내피세포 손상과 혈전 생성 그리고 동맥류 벽에 염증을 초래하여 동맥류 벽을 더욱 악화시킨다.

Fig. 9 는 동맥류의 벽면을 따라 시간에 따른 벽 전단응력의 크기를 나타낸 것이다. 우측중뇌동맥의 출구 쪽으로 흐르는 혈류는 동맥류의 끝단 벽면에 충돌하여 전단응력이 크게 작용하는 것을 볼

수 있다(Fig. 6, 9 참조). Fig. 7 에서 보는 바와 같이 동맥류의 벽면에 작용하는 전단응력은 우측중뇌동맥 혈관에 작용하는 전단응력보다 낮은 값을 가지는 것을 볼 수 있다. 또한 혈류의 속도가 감소함에 따라 동맥류 내 전단응력의 크기는 감소하고 작은 전단응력을 가지는 영역이 더 증가하는 것을 알 수 있다. 이러한 혈류역학적 현상은 Xiang 등⁽¹²⁾ 의 결과와 일치한다.

4. 결론

본 연구의 목적은 동맥류 주위 혈류역학적 특성을 이해하고 이를 통해 동맥류의 파열과 벽전단응력의 상관관계에 대해 조사하는 것이다. 이를 위해 뇌 동맥류 환자의 혈관 영상을 이용해 뇌 동맥류 형상을 생성하여 전산 수치해석을 수행하였다.

본 연구를 통해 얻어진 결론은 다음과 같다.

- (1) 동맥류로 유입된 혈류는 동맥류 후부 벽면에 충돌한 후 동맥류 내부에서 반 시계방향으로 와류를 발생시키면서 우측중뇌 동맥으로 빠져 나간다.
- (2) 우측중뇌동맥을 흐르는 혈류는 뇌 동맥류 목을 통해 우측중뇌동맥으로 빠져 나오려는 혈류를 뇌 동맥류 내에 가두어 그 안에 정체시킨다.
- (3) 뇌 동맥류 유동에서 동맥류 내에서 최대 전단응력은 동맥류 후부 흐름충돌이 있는 내벽에서 발생한다. 또한 혈관 모델에서 우측중뇌동맥 안쪽 벽면을 따라 벽전단응력의 크기는 동맥류 전부와 후부의 벽면을 따라 벽전단응력의 크기에 비해 20 배 더 크게 발생하는 것을 알 수 있다.
- (4) 본 연구에서 동맥류의 비율은 2.41 로, 이처럼 동맥류의 비율이 클수록 Fig. 5 와 7 에서 보는 바와 같이 동맥류 Dome 부위 전단응력이 작아지고 내피세포의 손상과 혈전 그리고 동맥류 벽에 염증을 초래해 동맥류 파열을 일으킬 수 있다는 것을 예측할 수 있다.

후 기

"이 논문은 2012 년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업 지원을 받아 수행된 것임(2010-0021121)"

참고문헌

- (1) White, P. M. and Wardlaw, J. M., 2003, "Unruptured Intracranial Aneurysm," *JNeuroradiol*, Vol. 30, pp.

- 336~350.
- (2) Weir, B., Amidei, C., Kongable, G., Findlay, J. M., Kassell, N. F., Kelly, J., Dai, L. and Karrison, T. G., 2003, "The Aspect Ratio (Dome/neck) of Ruptured and Unruptured Aneurysm," *J Neurosurg*, Vol. 99, pp. 447~451.
- (3) Sforza, D. Putman, C. M. and Cebal, J. R., 2009, "Hemodynamics of Cerebral Aneurysm," *Annu Rev Fluid Mech*, Vol. 41, pp. 91~107.
- (4) Nixon, A. M., Gunel, M. and Sumpio, B. E., 2011, "The Critical Role of Hemodynamics in the Development of Cerebral Vascular Disease," *J Neurosurg*, Vol. 112, pp. 240~253.
- (5) Cebal, J. R., Mut, F., Weir, J. and Putman, C. M., 2011, "Association of hemodynamic Characteristics and Cerebral Aneurysm Rupture," *Am J Neuroradiol*, Vol. 32, pp. 264~270.
- (6) Dardik, A., Chen, L., Frattini, J., Asada, H. and Aziz F, 2005, "Differential Effects of Orbital and Laminar Shear Stress on Endothelial Cells," *J VascSurg*, Vol. 41, pp. 869~880.
- (7) Ramachandran, M., 2012, "On the Role of Intracranial Aneurysm Morphology in Stable Versus Unstable Lesions," PhD Thesis, University of Iowa
- (8) Valencia, A. A., Guzman, A. M., Finol, E. A. and Amon, C. H., 2006, "Blood Flow Dynamics in Saccular Aneurysm Models of the Basilar Artery," *J BioMech. Eng.*, Vol. 128, pp. 516~526.
- (9) Juvela, S., Porras, M., and Poussa, K., 2000, "Natural History of Unruptured Aneurysms: Probability of and Risk Factors for Aneurysm Rupture," *J. Neurosurg.*, Vol. 93, pp. 379~387.
- (10) Yoichi, M., Fujimaro, I., Yasuyuki, U., Hiroshi, T., Hidenori, S., Satoshi, M., and Shinichi, S., 2012, "Low Wall Shear Stress is Independently Associated with the Rupture Status of Middle Cerebral Artery Aneurysms," *Stroke*, Vol. 44, pp. 519~521.
- (11) Cebal, J. R., Mut, F., Weir, J. and Putman, C. M., 2011, "Quantitative Characterization of the Hemodynamic Environment in Ruptured and Unruptured Brain Aneurysms," *Am J Neuroradiol*, Vol. 32, pp. 145~151.
- (12) Xiang, J., Natarajan, S.K., Tremmel, M., Ma, D., Mocco, J., Hopkins, L.N., Siddiqui, A. H., Levy, E.I. and Meng, H., 2011, "Hemodynamic-Morphological Discriminants for Intracranial Aneurysm Rupture," *Stroke*, Vol. 42, pp. 144~152.
- (13) Kawaguchi, T., Nishimura, S., Kanamori, M., Takazawa, H., Omodaka, S., Sato, K., Maeda, N., Yokoyama, Y., Midorikawa, H., Sasaki, T., Nishijima, M., 2012, "Distinctive Flow Pattern of Wall Shear Stress and Oscillatory Shear Index: Similarity and Dissimilarity in Ruptured and Unruptured Cerebral Aneurysm Blebs," *J. Neurosur*, Vol. 117, pp. 774~780.