

중대뇌동맥내 혈류의 맥동특성에 관한 연구

장동식[†] · 이연원^{*} · Marie Oshima^{**}

A Study on the Pulsatile Characteristics of Blood flow in the Middle Cerebral Artery

Dong-Sik Jang, Yeon-Won Lee and Marie Oshima

Key Words: Cerebral aneurysm(뇌동맥류), Finite element method(유한요소법), Hemodynamics(혈류역학), Image-Based Simulation(영상기반모사)

Abstract

The aim of this study is to apply engineering modeling tools to examine hemodynamics such as blood flow patterns or shear stress distributions, in order to determine the link between hemodynamics and cerebral aneurysms. Image-Based Simulation is used to analyze the realistic middle cerebral artery constructed from computed tomography raw data. As a result of simulation, high wall shear stress is appeared at the bifurcated region. And existence of the recirculation flow at the inlet of bifurcation(D₂) is predict to affect at the development of the cerebral aneurysm.

1. 서론

전체적인 뇌동맥류의 발생빈도는 잘 알려져 있지 않지만, 임상실험에 의한 발생빈도는 2~5%로 특히 고령인구에서 높은 발생빈도를 보인다. 뇌동맥류 파열에 의한 지주막하 출혈은 매년 인구 10만명당 10.3~10.5명이며, 전체 사망원인의 0.46~0.59%를 차지한다⁽¹⁾. 임상 통계 데이터에 의한 뇌동맥류는 뇌혈관의 특정 부위에서 쉽게 발생하는 것으로 알려져 있다. 특히 동맥류가 많이 발생하는 부위는 전교통동맥(Anterior Cerebral Artery), 내경동맥(Internal Carotid Artery), 중대뇌동맥(Middle Cerebral Artery)의 분지부에서 전체 뇌동맥류의 약 90%가 발행하는 것으로 보고되

고 있다. 특히 중대뇌동맥은 전체 뇌동맥류의 20%를 차지하며, 특히 여성이 남성보다 더 자주 발생한다. 파열하는 경우에는 지주막하 출혈과 더불어 뇌실질내 출혈을 일으키는 경우가 약 30~50%정도이며, 이에 따라 편측마비 등의 국소 신경학적 장애를 동반하는 경우가 많다.

Fig. 1(a)는 사람의 뇌에서의 주요한 혈관들을 묘사하고 있으며, 뇌혈관은 내경동맥(internal carotid artery)으로부터의 전대뇌동맥과 중대뇌동맥 그리고, 추골동맥으로부터의 후대뇌동맥으로 이루어져 있으며, 이들은 전, 후 교통동맥으로 연결되어 대뇌동맥륜(Will's circle)을 이룬다.

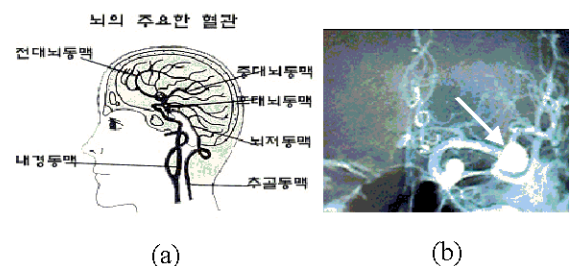


Fig. 1 cerebral blood vessels (a) and cerebral aneurysm in the middle cerebral artery

[†] 부경대학교대학원

E-mail : eastjjang@mail1.pknu.ac.kr

TEL : (051)620-1417 FAX : (051)620-1337

* 부경대학교 기계공학부

** 동경대학교 생산기술연구소

Fig. 1(b)는 중대뇌동맥의 분지부에서 발생한 뇌동맥류의 CT영상을 보여주고 있다.

최근의 연구를 살펴보면, Lee 등은 복부대동맥에 대해서 휴식 시와 운동 시에 대해서 정상상태로 가정하여 수치해석을 하였다⁽²⁾. 서상호 등은 분지관내 유동특성에 대해서 연구하였다^(3,4). Shahcheraghi 등은 대동맥궁내의 유동특성에 대해서 영상기반모사(Image-Based Simulation)기법을 이용하여 수치해석 하였다⁽⁵⁾. 뇌혈관에 대해서는, Oshima 등이 영상기반모사를 이용하여 뇌동맥에서의 혈류 특성 특히, 변전단응력과 2차유동에 대해서 수치해석을 수행하였다⁽⁶⁾.

본 연구에서는 영상기반모사를 통해서 중대뇌동맥의 실제형상에 대해 수치해석을 하여, 벽전단응력, 재순환유동 등이 뇌동맥류와 혈전 등이 발생하는 위치 등을 예측하고자 한다.

2. 지배방정식과 수치해석

2.1 지배방정식 및 해석방법

중대뇌동맥에서의 유동은 비정상, 비압축성, Newtonian 유체로 가정하였으며, 지배방정식인 연속방정식과 운동량 방정식을 직교좌표계 형식으로 나타내면 다음과 같다.

연속방정식:

$$\frac{\partial u_j}{\partial x_j} = 0 \tag{1}$$

운동량방정식:

$$\begin{aligned} \frac{\partial u_i}{\partial t} + \frac{\partial u_i u_j}{\partial x_j} \\ = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left\{ \nu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \right\} \end{aligned} \tag{2}$$

여기서, x_i , u_i 는 각각 i 방향의 물리좌표와 속도 성분이며, p , ρ 그리고, ν 는 각각 압력, 밀도 그리고, 동점성계수이다.

유한요소법(Finite Element Method : FEM)계산을 위한 방정식으로 식 (1)과 (2)를 바꾸면 다음과 같다.

$$\int_{\Omega} q \frac{\partial u_i}{\partial x_i} d\Omega = 0 \text{ for all } q \in Q \tag{3}$$

$$\begin{aligned} \int_{\Omega} w_i \frac{\partial u_i}{\partial t} d\Omega + \int_{\Omega} w_i \frac{\partial u_j u_i}{\partial x_j} d\Omega \\ = \frac{1}{\rho} \int_{\Omega} \frac{\partial w_i}{\partial x_j} p d\Omega - \nu \int_{\Omega} \frac{\partial w_i}{\partial x_j} \frac{\partial u_i}{\partial x_j} d\Omega \tag{4} \\ + \int_{\Gamma_b} w_i h_i d\Gamma \end{aligned}$$

여기서 w_i 는 가중함수이며, 본 계산에서는 Galerkin FEM법을 사용하였다⁽⁷⁾.

시간 항은 2차의 Adams-Bashforth도식을 적용하여 이산화 하였으며, CG(Conjugate Gradient)법을 적용하여 압력의 포아송방정식을 해석하였으며,

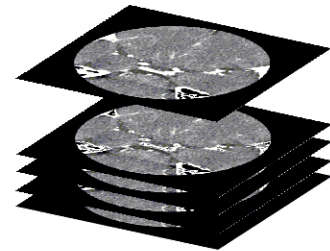


Fig. 2 Horizontal slices of CT raw data

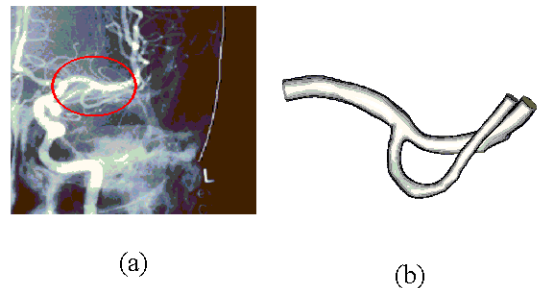


Fig. 3 CT image (a) and computational domain of middle cerebral artery (b)

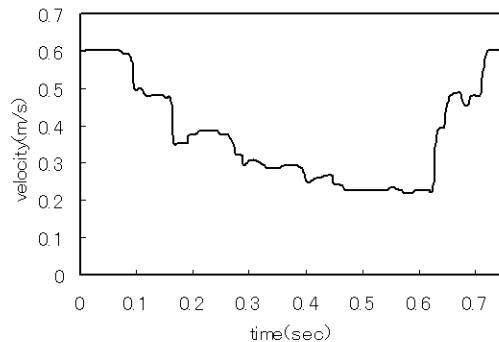


Fig. 3 Pulsatile velocity profile in the middle cerebral artery

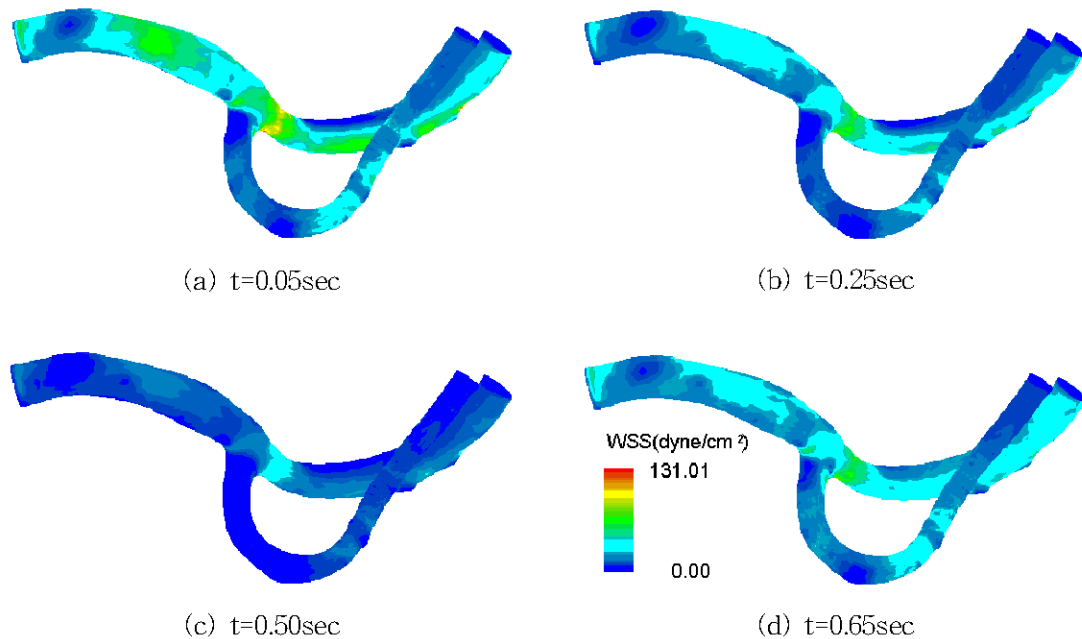


Fig. 4 Wall shear stress distributions over one cardiac cycle

MAC법을 이용하여 압력과 속도 상관관계를 고려한 연속방정식으로부터 구하여 운동량방정식의 압력항을 처리하였다. 이때 시간간격 $\Delta T=0.00005$ 로 두었다.

2.2 격자생성 및 경계조건

본 연구에서는 상용프로그램인 ALATOVView를 이용하여 여러 장의 혈관단면 CT영상으로부터 혈관의 3차원 모델을 재구성하였으며⁽⁸⁾, 구성된 3차원 혈관모델로부터 자동격자 생성 상용프로그램인 ICEM-CFD를 사용하여 FEM계산을 위한 격자를 생성하였다⁽⁹⁾. 여기서, CT단면영상의 크기는 대략 $100 \times 100 \sim 160 \times 160 \text{mm}$ 정도이며, 영상간의 간격은 $0.3 \sim 0.4 \text{mm}$ 이다(Fig. 2). 계산을 위해서 사용된 절점수와 요소수는 65,808, 61,407개이다.

Fig. 2(a)는 CT영상에 의한 뇌동맥전체를 보여주고 있으며, 표시된 부분이 본 계산의 대상인 중대뇌동맥의 전체적인 형상이다. Fig. 2(b)는 CT단면영상에 의해 최종적으로 도출된 계산형상을 보여주고 있다.

입구경계조건으로는 원관내의 맥동류의 속도 분포로서 잘 알려진 Womersley속도분포를 이용하였으며⁽¹⁰⁾, 비정상 맥동유동을 계산하기 위해서 Fig. 3에서와 같이 초음파 도플러 유속계로부터 얻어진 중대뇌동맥에서의 속도분포를 적용하였으

며, 한 주기의 시간은 0.75초이다. 출구경계조건으로는 자유유출조건을 적용하였으며, 혈관벽 경계조건으로 no-slip조건을 적용하여 계산하였다.

3. 결과 및 고찰

본 계산에서는 중대뇌동맥의 형상을 CT단면영사으로부터 도출, 계산격자를 구성하여 계산을 하였으며, 혈액의 물성치로 밀도 $\rho=1.00 \text{g/cm}^3$, 점성계수 $\mu=0.02 \text{poise}$ 로 가정하였으며, 결과적으로 레이놀즈수의 범위는 750~275 사이 이다. 또한 시간변화에 따른 관성력과 점성력의 비를 나타내는 Womersley수는 2.558이다.

Fig. 4는 시간에 따른 벽면전단응력(Wall Shear Stress)의 분포를 보여주고 있다. 최대유량지점인 $t=0.05$ (a)에서는 분지가 이루어지는 지점에서 벽면전단응력이 가장 높게 나타나는 것을 볼 수 있다. 이는 Fig. 1(b)에서 보여준 중대뇌동맥에서의 동맥류에 대한 CT영상과 일치함을 알 수 있다. 또한 맥동의 영향에 의한 유속의 변화에 의해 벽전단응력이 크게 변하지만, 분지부에 벽전단응력이 집중함을 볼 수 있다.

Fig. 5는 중대뇌동맥의 분지점 전, 후에서의 속도 등고선을 보여주고 있다. 입구조건에서부터 상당히 굽어져 들어오기 때문에 상부 혈관벽쪽에

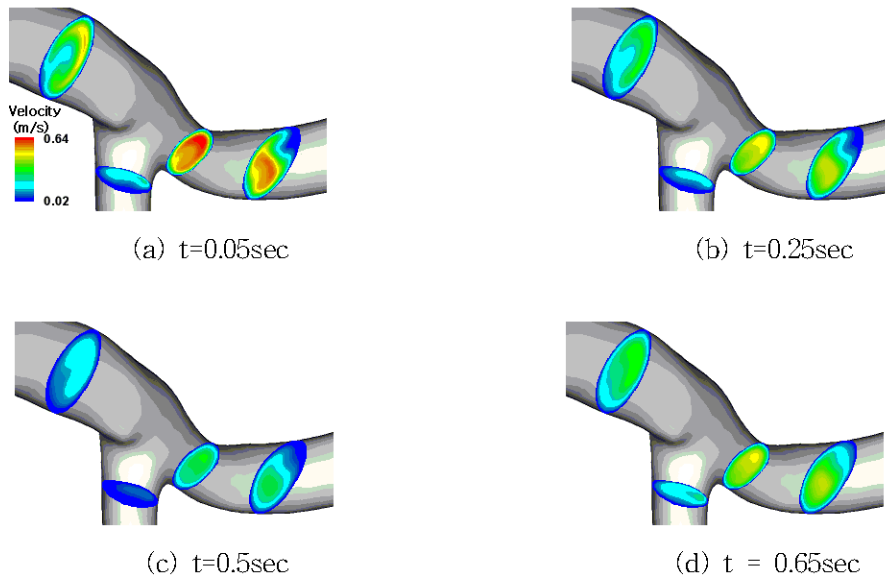


Fig. 5 Velocity contours around the brunch point

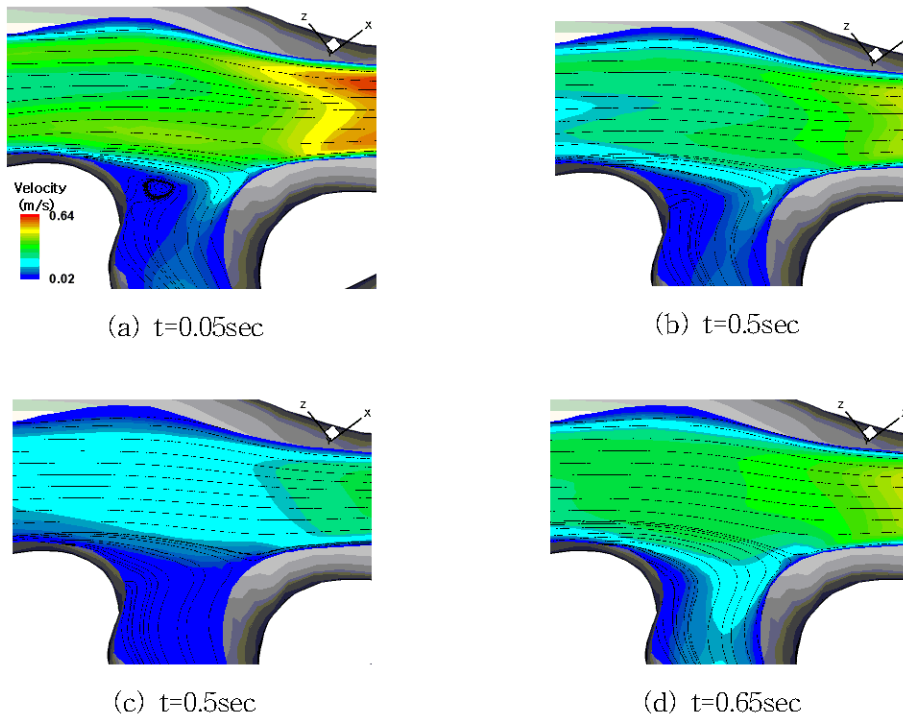


Fig. 6 Streamlines and velocity contours around the brunch point

속도가 밀집되는 것을 볼 수 있으며, 또한 상류주관보다 하류의 D₁에서 속도가 가장 높게 나타났으며, 상류주관보다 직경이 작기 때문으로 생각되면, 이것으로 기인해 벽면전단응력도 높게 분

포하는 것으로 고려된다. 하지만, D₂로의 유속은 최대유속점인 t=0.05보다 가속기인 t=0.65에서 보다 높게 분포함을 볼 수 있다. 이는 t=0.05에서는 주류의 속도가 강하기 때문에 상대적으로 D₂로

유입되는 속도가 상대적으로 적기 때문이며, $t=0.65$ 에서는 최소유속점을 지나 가속시기이기 때문에 상대적으로 D_2 로 많이 유입되는 것으로 판단된다.

Fig. 6은 분지점 주위에서의 시간에 따른 유선과 속도분포를 보여주고 있다. 최대유속기인 $t=0.05$ 지점에서는 D_2 의 입구에서 강한 재순환유동이 발생함을 볼 수 있다. 이는 D_2 로 유입되는 유동을 방해 할 뿐만 아니라 이 부분에서 혈전이 침착되어 대동맥 협착이 발생할 것으로 예상되며, 이는 D_2 보다 D_1 으로의 유량을 증가시키는 것이 되어 결과적으로 뇌동맥류의 발달에 더욱더 큰 영향을 미칠 것으로 판단된다. 이는 서상호 등에 의한 연구결과와 일치한다⁽⁴⁾. 여기에서도 Fig. 5와 같이 최대유속기인 $t=0.05$ 보다 가속기인 $t=0.65$ 에서 D_2 로의 유입량이 더 많으며, 또한 유속의 폭들도 $t=0.05$ 보다 더 완만한 것을 볼 수 있다.

Fig. 7은 유속에 따른 벽전단응력의 최대치를 보여주고 있으며, 중대뇌동맥의 맥동유동분포에 따른 벽전단응력의 분포를 보여주고 있으며, 큰 폭으로 맥동하는 유입속도의 변화에 따라, 벽전단응력도 변화하는 것을 볼 수 있으며, 최대 유속시인 $t=0.05\text{sec}$ 보다 감속이 시작되는 $t=0.10\text{sec}$ 에서 가장 높은 벽전단응력이 발생하였다. 그러나 가속이 시작되는 0.65sec 에서는 유속의 가속과 동일하게 벽전단응력이 급속하게 증가하는 것을 볼 수 있다. 이는 감속시에는 가속시와 달리 혈류의 관성이 크게 작용하는 것으로 판단된다. 하지만, 벽전단응력의 전반적인 경향은 입구유속의 변화와 비슷한 분포를 가지는 것을 볼 수 있다.

4. 결론

본 연구에서는 의료영상인 CT단면영상을 가지고 실제혈관과 동일한 형상으로 해석을 하는 영상기반모사를 이용하여 중대뇌동맥에서의 혈류역학적 특성을 해석하였으며, 다음과 같은 결론을 얻었다.

- (1) 중대뇌동맥에서 뇌동맥류 호발하는 부위인 분지부에서 뇌동맥류 발생의 주요인자인 벽전단응력이 최대가 됨을 예측하였다.
- (2) 최고유속($t=0.05\text{sec}$)시 분기관 D_2 의 입구에서 재순환유동이 발생하는 것을 확인하였으며,

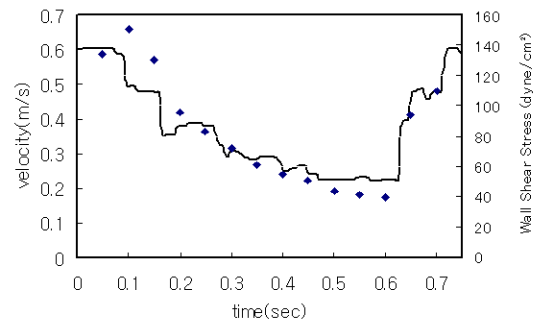


Fig. 7 Time evolution of inlet velocity (line) and wall shear stress (dot)

이에 따라 이 부분에 혈전이 침착될 것으로 예상되며, 이는 뇌동맥류의 발달을 더 가속시킬 것으로 또한 예상된다.

(3) 벽전단응력은 입구유동의 거의 유사한 분포를 보여주고 있음을 확인하였다.

이후 뇌동맥류가 발생한 중대뇌동맥혈관에서 혈류역학적 특성을 해석 정상혈관과 비교, 검토할 예정이며, 본 연구에서는 언급하지 않았지만 혈관은 강한 굴곡과 복잡한 형상을 가지기 때문에 입구조건에서의 2차유동에 대한 고려가 필요하다.

참고문헌

- (1) <http://www.nsg.go.kr>
- (2) Lee, D., Chen, J.Y., 2002, "Numerical simulation of steady flow fields in a model of abdominal aorta with its peripheral branches," *Journal of Biomechanics*, Vol. 35, pp. 1115-1122.
- (3) Suh, S.H., Yoo, S.S., Kim, Y.H., Roh, H.W., 1996, "A study on the pulsatile flow characteristics of newtonian and non-newtonian fluids in the bifurcated tubes," *Transactions of the KSME (B)*, Vol. 20, No. 11, pp. 3607-3619 (in Korean).
- (4) Suh, S.H., Yoo, S.S., Roh, H.W., 1996, "Flow characteristics of non-newtonian fluids in the stenosed branch tubes," *Journal of Air-Conditioning and Refrigeration*, Vol. 8, No. 3, pp. 307-316 (in Korean).

- (5) Shahcheraghi, N., Dwyer, H.A., Cheer, A.Y., Barakat, A.I., Rutaganira, T., 2002, "Unsteady and three-dimensional simulation of blood flow in the human aortic arch," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 124, pp. 378-387.
- (6) Oshima, M., Torii, R., Kobayashi, T., Taniguchi, N., Takagi, K., 2001, "Finite element simulation of blood flow in the cerebral artery," *Computer methods in applied mechanics and engineering*, Vol. 191, pp. 661-671.
- (7) Torii, R., 1999, "Numerical simulation of the blood flow in the cerebral artery with pulsatile flow characteristics," MS thesis, University of Tokyo.
- (8) ALATOVView™, "User's Manual," Toshiba.
- (9) ICEM-CFD™, 1998, "Demonstration Manual," ICEM CFD systems.
- (10) Womersley, J.R., 1955, "Method for the calculation of velocity, rate of flow and viscous drag arteries when their pressure gradient is known," *Journal of Physiology*, Vol. 127, pp. 553-563.