

# ICA 협착증 진척도에 따른 LSA 부분 뇌혈류 변화 시뮬레이션

강태학\* · 박광열\*\* · 유재영\*

## Simulation of Hemodynamic Change in LSA Territory according to Severity of ICA Stenosis

Taehak Kang\*, Kwang-Yeol Park\*\*, Jaiyoung Ryu\*\*\*

**Abstract** : Deeper understanding of hemodynamic nature of lenticulostriate arteries(LSAs) grants more effective surgical or endovascular treatment procedures. This study focuses on the effect of ICA stenosis progression on LSA flow rate changes. Cases with 50%, 75%, 87.5% stenosis in ICA were examined. MRI data of a healthy male(age:40) was used to model patient specific cerebral vasculature. Pulsatile inflow and windkessel RCR boundary conditions were used to simulate LSA-included cerebral circulation model. Open source programs, SimVascular and Paraview, were used to model, mesh and simulate or visualize the results. As a result, LSA hemodynamic nature is significantly affected by ICA stenosis and its progression.

### 1. 서 론

뇌의 심부기관인 기저핵(Basal ganglia)으로 뻗어나가는 대뇌 천공 동맥 중 하나인 LSA(Lenticulostriate artery)는 열공뇌경색, 치매 등을 포함한 여러 뇌신경학적 질병에 영향을 미치는 중요한 동맥이다.<sup>(1-4)</sup> 본 연구에서는 LSA 혈류량에 대한 연구로 ICA 경색 정도(50%, 75%, 87.5% 경색)에 따른 LSA 혈류 분석 시뮬레이션을 진행하며 ICA 협착 악화로 인한 LSA 혈류량 변화의 추이에 대해 분석을 진행하였다.

### 2. 본 론

#### 2.1. 모델 형상

뇌동맥류 같은 기타 이상 조건이 없는 성인 남성(나이 40)의 대뇌 MRI(Magnetic Resonance Imaging) 혈관조영술 자료를 활용하여 대뇌의 중요 동맥들을 모델링하였다. MRI 사진 자료는 273 x 381 x 195 복셀로 이루어져 있으며 해상도는 0.55mm x 0.55mm x 0.43mm이다. 조영술 사진을 기반으로 완성된 3차원 모델 형상에는 오픈소스 프로그램인 SimVascular가 사용되었다.<sup>(5)</sup>

실제 MRI 자료에는 윌리스 환에서의 후교통동맥이

관찰되지 않았다. 하지만 척추동맥과 내경동맥에서부터 이어지는 주요 혈관들의 상호 작용을 위해 좌측 중간대뇌동맥에 임의적인 후교통동맥을 생성하였다. 생성된 후교통동맥의 해부학적 형상은 (Hyun-Seung Kang, et al, 2005)<sup>(1)</sup>의 논문을 참고하였다.

LSA는 좌중동경동맥에서 갈라진 가지적으로 가장 큰 3개의 동맥을 모델링하였다. MRI volume rendering intensity를 최대로 높여 찾은 LSA에 대한 임상 직경 정보는 (Zwanenburg, J. J, et al, 2008)<sup>(6)</sup>을 참고하였다. 나머지 뇌동맥의 직경은 (Krejza, J., et al, 2006)<sup>(7)</sup>를 참고하였다.

유한요소법에 의한 매쉬의 생성에는 이원화를 이용한 3차원 모델링 기법이 사용되었으며, 보다 정확한 매쉬 형성을 위해 혈관 직경이 1mm 이하인 동맥에 비교적 더 많은 매쉬를 배정하였다. 50%, 25%, 12.5%의 경색 정도에 따라 경색 부위의 매쉬를 더욱 정교하게 생성하였으며 각 경우에 대한 모델 3개와 협착 증세가 없는 모델 1개를 완성하였다.(Figure1) 모델의 요소 개수는 200만-280만 사이이며 노드 수는 45만-53만 개 사이이다.

#### 2.2. 수치 해석

질량보존방정식과 모멘텀 방정식(Navier-Stokes)에 해당하는 수식은 비압축성 뉴턴 유체 특성과 변형성의

\* 중앙대학교 기계공학부

\*\* 중앙대학교 의과대학 신경과학교실

Table 1 Boundary Conditions and Specification (Inlet)

Name	Boundary Conditions*	TAMV (cm/s)	VFR (ml/min)	Area (cm <sup>2</sup> )
ICA	Pulsatile Inlet / Arterial Wall	33.861	355.73	0.1757
BA		19.272	127.83	0.1110

Table 2 Boundary Specification (Outlet) - consistant in anatomic measurement range

Name	직경 (cm)	면적 (cm <sup>2</sup> )
MCA	0.339 <sup>(6)</sup>	0.090
PCA	0.242 <sup>(6)</sup>	0.046
ACA	0.197 <sup>(6)</sup>	0.030
LSA_1	0.071 <sup>(7)</sup>	0.0039
LSA_2	0.046 <sup>(7)</sup>	0.0016
LSA_3	0.046 <sup>(7)</sup>	0.0017

Table 3 Boundary Conditions (Outlet)

Name	Boundary Conditions*	Rp (10 <sup>3</sup> dynes s/cm <sup>2</sup> )	C (10 <sup>-6</sup> cm <sup>5</sup> /dynes)	Rd (10 <sup>3</sup> dynes s/cm <sup>2</sup> )
MCA	Pulsatile Onlet / Arterial Wall	3.50	10.65	35.38
PCA		7.37	5.77	74.51
ACA		10.36	5.14	104.77
LSA_1		86.22	0.24	871.72
LSA_2		206.99	0.10	2092.91
LSA_3		202.32	0.10	2045.64

Table 5 Deformable Wall Conditions

Types	Young's Modulus (MPa)	Thickness (mm)	Poisson's Ratio	Density (g/cm <sup>3</sup> )	Shear Constant
Cerebral	1.4	0.5	0.5	1.0	0.83
LSA	1.4	0.01	0.5	1.0	0.83

Table 6 Mesh Independency Test Based on t=0.0005s, 3 cycles, rigid conditions

Mesh Quantity (million)	Increment Percentage (%)	Mean Pressure (mmHg)	Decrement Percentage (%)
1.979	-	94.401	-
2.133	7.82	93.315	1.151
2.398	12.41	93.143	0.184

혈관벽 경계 값을 사용하여 해석되었다. 수치적 해석에는 오픈소스 프로그램인 SimVascular가 사용되었으며,<sup>(5)</sup> 계산에는 총 96 코어(2.2 GHz)의 워크스테이션을 활용하여 1회 24개의 코어가 할당되었다. 타임 스텝이 0.0005s으로 해석은 3 사이클(3초)에 대해 진행되었다. 한 모델의 1회 해석 당 평균적으로 24시간이 소요되었다.

Table 7 Simulation Result Validatoion

	Inlet_Mean Pressure (Pa)	Comparison (%)	Inlet_Mean Flow rate (ml/s)	Comparison (%)
Simulation	100.26	-	5.653	-
Coogan, J. S., et al, 2013 <sup>(8)</sup>	101*	0.74	5.929	4.88
Benjamin S. Aribisala, et al, 2014 <sup>(9)</sup>	103	2.73	6.097**	7.85

\*Assumed CCA\_MAP=Inlet\_MAP

\*\*Age=69-73, used mean ICA diameter from (7)

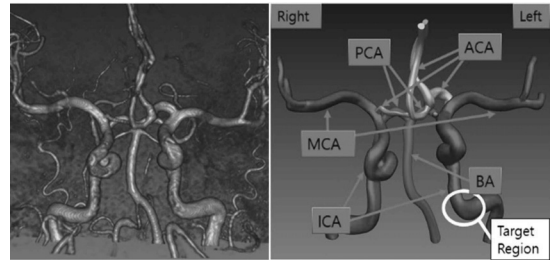


Figure 1 Volume-rendered MRA(Left) and complete model with annotations(Right)

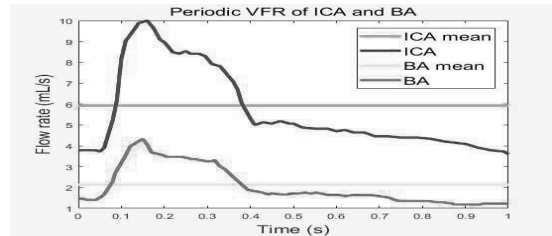


Figure 2 VFR graph of ICA and BA with time-averaged mean velocity<sup>(8)</sup>

### 2.3. FSI 모델

모델은 CGS unit을 기반으로 모델링되었다. 혈액의 밀도와 점성도는 각각  $\rho = 1.06 \text{ g/cm}^3$ ,  $\mu = 0.04 \text{ g/cm}\cdot\text{s}$ 로 설정하였으며 혈관 벽은 변형 가능한 성질로 가정하였다. (Table 3,4) 총 3개의 입구와 11개의 출구로 구성된 모델에 대한 입구 조건은 혈류량을 기준으로 계산되었으며(Figure 2), 출구 조건은 부제 2.4에 설명될 Windkessel RCR model을 기반으로 계산되었다.

### 2.4. Windkessel RCR 모델

Windkessel RCR 모델은 해당 모델의 유체 흐름을 저항 값과 컵플라이언스 값으로 근사화한다. 사용되는

식은 아래와 같다.

$$R_{total} = R_{proximal} + R_{distal} \quad (1)$$

$$P_{mean} = Q_{mean} \cdot R_{total} \quad (2)$$

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (3)$$

$$\alpha = \frac{R_{proximal}}{R_{total}} \quad (4)$$

$$CFL = \frac{V\Delta t}{\Delta h} \quad (5)$$

여기서  $R_{proximal}$ 은 큰 동맥의 저항 값,  $R_{distal}$ 은 작은 동맥 저항 값,  $C$ 는 속도가 일정할 시 압력 변화에 따른 혈류량,  $\alpha$ 는 저항 값의 비율이다.  $C$ 는 각각의 출구 면적에 따라 값을 부여하였으며 모든 값은 (Coogan, J. S., et al, 2013)<sup>(10)</sup>을 참고하였다.  $\alpha$ 는 모든 출구 조건에 동일하게 부여되었다.

$CFL$  조건은 컴퓨터 연산 결과 수렴의 필요조건이며  $V$ 는 속도 크기,  $\Delta t$ 는 타임 스텝,  $\Delta h$ 는 요소 크기이다.  $CFL$  지수는 0.2로 설정되었다.

### 3. 결론

- 1) 협착 정도 0%, 50%에 따른 입구 평균 압력은 각각 100.21, 113이 나왔다.
- 2) 입구 압력 대비 LSA의 초기 압력은 약 84.8%이며, 혈류량은 입구 대비 약 4%이다. (3개의 LSA 모델 기준)
- 3) 협착 정도 50%로 인해 LSA 평균 혈류량은 21.4% 감소하였으며 LSA 평균 압력은 21.0% 감소하였다.
- 4) 윌리스 환의 혈류 조절 역할로 인해 출구 압력, 속도, 그리고 응력의 분포가 비교적 고르다.

### 참고 문헌

- (1) Hyun-Seung Kang, Moon Hee Han, et al, 2005, "Evaluation of the Lenticulostriate Arteries with Rotational Angiography with 3D Reconstruction", *AJNR*, 26(2), pp. 308-311.
- (2) Sandu, A. M., et al, 2014, "Microsurgical management of deep ruptured arteriovenous malformations of the basal ganglia and thalamus," *Romanian Neurosurgery*, 21(1), pp. 5

~18.

- (3) Morgan, M. K., et al, 1997, "Surgery for cerebral arteriovenous malformation: risks related to lenticulostriate arterial supply. *Journal of neurosurgery*," 86(5), pp. 801~805.
- (4) Cho, Z. H., et al, 2008, "Observation of the lenticulostriate arteries in the human brain in vivo using 7.0 T MR angiography," *Stroke*, 39(5), pg. 1604.
- (5) Whiting and Jansen, 2001, Figueroa et al, 2006; <http://wiki.simtk.org/simvascular/>
- (6) Zwanenburg, J. J., et al, 2008, "Imaging of lenticulostriate arteries at 7 Tesla," In *Proceedings of the 16th Annual Meeting of ISMRM*, Toronto, Ontario, Canada, pg. 472.
- (7) Krejza, J., et al, 2006, "Carotid artery diameter in men and women and the relation to body and neck size," *Stroke*, 37(4), pp. 1103-1105.
- (8) Coogan, J. S., et al, 2013, "Computational simulations of hemodynamic changes within thoracic, coronary, and cerebral arteries following early wall remodeling in response to distal aortic coarctation," *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 1-15, pp. 1~27.
- (9) Aribisala, B. S., et al, 2014, "Blood pressure, internal carotid artery flow parameters, and age-related white matter hyperintensities," *Hypertension, HYPERTENSIONAHA-113*, pp. 1011~1018