

## 협착된 경동맥내 천이 유동 수치 해석

김동민\* · 황진율<sup>†</sup> · 민두재\*\* · 조원민\*\*\*

### Numerical Analysis of Transitional Flow in a Stenosed Carotid Artery

Dongmin Kim\*, Jinyul Hwang<sup>†</sup>, Too-Jae Min\*\* and Won-Min Jo\*\*\*

**Abstract** Direct numerical simulation of blood flow in a stenosed, patient-specific carotid artery was conducted to explore the transient behavior of blood flow with special emphasis on the wall-shear stress distribution over the transition region. We assumed the blood as an incompressible Newtonian fluid, and the vessel was treated as a solid wall. The pulsatile boundary condition was applied at the inlet of the carotid. The Reynolds number is 884 based on the inlet diameter, and the maximum flow rate and the corresponding Womersley number is approximately 5.9. We found the transitional behavior during the acceleration and deceleration phases. In order to quantitatively examine the wall-shear stress distribution over the transition region, the probability density function of the wall-shear stress was computed. It showed that the negative wall-shear stress events frequently occur near peak systole. In addition, the oscillatory shear stress index was used to further analyze the relationship with the negative wall-shear stress appearing in the systolic phase.

**Key Words** : transitional flow (천이 유동), stenosis (협착), wall shear stress (벽면전단응력), carotid artery (경동맥), numerical analysis (수치해석)

---

\* School of Mechanical Engineering,  
Pusan National University, Geumjeong-gu,  
Busan 46241, Korea, M.S. Student

<sup>†</sup> School of Mechanical Engineering,  
Pusan National University, Geumjeong-gu,  
Busan 46241, Korea, Assistant Professor  
E-mail: jhwang@pusan.ac.kr

\*\* Department of Anesthesiology and Pain Medicine,  
Korea University Ansan Hospital, Korea University  
College of Medicine, Ansan 15355, Korea,  
Professor

\*\*\* Department of Thoracic & Cardiovascular Surgery,  
Korea University Ansan Hospital, Korea University  
College of Medicine, Ansan 15355, Korea,  
Professor

---

## 1. Introduction

죽상 경화증(Atherosclerosis)은 동맥의 내피에 plaque가 쌓여서 생기는 염증성 질환이며 서구 국가에서 사망과 질병율의 주요 원인 중 하나이다<sup>(1)</sup>. 죽상 경화증은 나이가 들며 같이 발달하고 변화 하는데, 이러한 성장의 영향으로 동맥 단면이 좁아지는 현상이 발생할 수 있다<sup>(2)</sup>. 이러한 현상을 협착증이라 하며 혈관 내의 유동 상태를 변화시키고 혈액이 이동하는 것을 방해하며 협착 형상에 따라 다양한 질병의 원인이 될 수 있다<sup>(3,4)</sup>.

가장 일반적으로 협착이 발생하는 부위는 경동맥 분기 부분으로 알려져 있다. 여기서 경동맥이란 혈액을 aortic arch로부터 목 위로 전달하

는 역할을 하고 턱 높이에서 inner carotid artery (ICA)와 external carotid artery (ECA)로 갈라진다.

이러한 협착증을 유발하는 원인으로는 노화, 식습관 등과 함께 혈류 역학의 영향도 있다. Fry 등<sup>(5)</sup>은 높은 벽면전단응력(wall shear stress; WSS)에 의해 혈소판이 활성화되고 이로 인해 플라크(plaque)가 과열한다고 주장했다. Groen 등<sup>(6)</sup>은 또한 높고 진동하는 WSS에 의해 과열한다고 주장한다. 이외에도 WSS와 circumferential stress 사이의 각도(stress phase angle)에 의한 과열<sup>(7)</sup>, 난류 압력 섭동(turbulent pressure fluctuation)에 의한 과열<sup>(8)</sup> 그리고 재순환 영역에 의한 과열<sup>(9)</sup> 등이 있다.

이렇듯 과열에 대한 다양한 주장이 있고 그 중에서 혈액이 물질을 운송하며 내피세포(endothelial cells)에 직접적으로 접촉하며 발생하는 벽 전단응력이 협착과 과열에 관련이 있다<sup>(10,11)</sup>. 이 중 우세한 주장은 낮은 벽 전단응력에 의해 플라크가 쌓이는 현상이다<sup>(12,13)</sup>. 그들은 낮은 WSS에 의해 플라크가 내피세포에 붙게 되고 이 과정이 반복되며 협착이 발생하며 플라크의 두께가 WSS magnitude와 반비례한 관계를 갖는 것을 확인하였다. 또한 WSS가 협착이 주로 발생하는 곡률이 크거나 혈관 분기점인 영역 또한 low WSS 영역과 일치한다고 주장하였다<sup>(14)</sup>.

이렇듯 협착증의 지표 중 하나인 WSS와 같은 혈류 역학적 데이터를 얻기 위해 의료계에서는 PC-MRI, ultrasound를 사용하여 *in vivo* velocity measurement 기술을 사용하고 있지만 resolution이 낮다는 한계점이 존재한다<sup>(15)</sup>. 또한 경동맥에서의 혈류 유동은 일반적으로 층류이지만, 중증환자들의 경우 높은 협착률을 가지기에 난류 천이(turbulent transition)가 발생할 수 있다<sup>(13,16)</sup>. 이러한 난류 천이 현상을 정확하게 측정하기 위해서는 시공간적으로 고 정밀도를 가지는 측정 장비가 필요하다. 특히 천이 영역에서 발생하는 turbulent spot의 경우 와류 구조 덩어리(vortex cluster)로 볼 수 있다. 이들 와류 구조의 경우 viscous scale의 order를 가지는 매우 작은 구조이기에 측정에 어려움이 존재한다.

이러한 이유로 혈관 내부의 유동을 분석하기

위해서는 computational fluid dynamics (CFD)가 필수적이다. CFD의 경우 시공간적으로 높은 정밀도를 가지는 유동장을 얻을 수 있기에, 혈류 유동을 분석하는데 활발하게 사용되고 있다. 난류 유동 수치 해석을 위해서 Reynolds-averaged Navier-Stokes equations (RANS)에 기반한 난류 모델을 이용하는 방법이 사용되고 있다. 하지만 RANS에 기반한 난류 해석은 난류 운동 에너지를 정확히 예측하는데 어려움을 보이고 특히 높은 협착부위 후류에서 발생하는 난류 현상을 시공간적으로 분석하는데 한계가 존재한다<sup>(17)</sup>. 이러한 문제를 해결하기 위해 large eddy simulation (LES) 혹은 직접수치모사(direct numerical simulation; DNS) 방법을 사용한다. 이를 통해 얻어진 유동장은 시공간적으로 고정밀도를 가지기에 난류 현상을 정확히 해석할 수 있으며<sup>(18)</sup> 난류 구조를 분석하는데 용의하다<sup>(19)</sup>. 하지만 협착된 경동맥내 천이 유동에서 나타나는 낮은 WSS영역에 대한 정량적 분석에 대한 연구는 부족하며 이들 영역과 난류 구조와의 관계 역시 불명확하다.

특히 벽 난류 유동내에서는 국소적인 역류(back flow)로 인하여 음의 벽면전단응력이 발생한다<sup>(20)</sup>. 이러한 역류는 국소 부분의 감속과 관련 있으며 강한 oblique 형태의 와류 구조와 관련 있다<sup>(21)</sup>. 또한 천이 영역에서 발생한 음의 WSS event가 완전 발달된 유동에 비해 더 빈번히 발생하며 이는 turbulent spot을 이루는 reverse hairpin vortex와 관련 있다는 것이 보고되었다<sup>(22)</sup>. 협착된 경동맥 내 발생하는 천이 유동 역시 이러한 음의 WSS event가 필연적으로 발생할 것이며 중요한 혈류 역학 인자인 low WSS영역과도 밀접한 관련이 있을 것으로 예상된다.

따라서 본 연구의 목표는 협착된 경동맥 내 발생하는 천이 유동을 수치모사하여 맥동에 따른 음의 벽면전단응력 분포를 분석하는 것이다. 이를 위해 협착된 경동맥 환자의 데이터에 기반하여 실제 혈관을 모델링하였다. 천이 유동을 수치해석하기 위해 난류 모델을 사용하지 않고 직접수치모사 기법을 적용하여 혈류 유동을 해석하였다. 협착 부위 후류에서 발생하는 유동장 및 와류 구조를 분석하여 천이 영역을 정의

하였다. 또한 정의된 천이 영역 내에서의 WSS 분포를 분석하여 천이 영역에서 발생하는 음의 WSS 현상을 관찰하였다.

## 2. Numerical Details

이번 연구에서는 혈액을 비압축성, Newtonian 유체로 가정하였고 혈관 벽은 solid wall로 설정하였다. 지배 방정식인 continuity와 Navier-Stokes 방정식은 다음과 같다.

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla \mathbf{u} = -\frac{1}{\rho} \nabla p + \frac{\mu}{\rho} \nabla^2 \mathbf{u} \quad (2)$$

$\mathbf{u}$ 는 속도,  $p$ 는 압력,  $\rho$ 는 밀도,  $\mu$ 는 dynamic viscosity를 나타낸다. 사용한 dynamic viscosity는  $\mu = 0.0036 \text{ kg/m}\cdot\text{s}$ 이며 밀도는  $\rho = 1060 \text{ kg/m}^2$ 이다.

경동맥 내부 혈류 유동 수치해석을 위해서는 finite volume method에 기반한 Ansys fluent 21R1 solver를 사용하였다. 적용한 numerical scheme은 pressure correction에 기반한 알고리즘인 semi-implicit method for pressure-linked equations (SIMPLE) (23)을 사용하였다. 이때 공간에 대해서는 second-order central difference를 시간에 대해서는 second-order implicit method를 사용하여 차분하였다. 계산 시 적용한 convergence 조건은 pressure-based solver에 대한 scaled residual 값으로 continuity와 momentum equation에 대하여  $10^{-5}$ 을 사용하였다.

경동맥 형상은 환자 마다 고유한 형태를 가지고 혈류의 흐름 특성에 상당한 영향을 미친다(7). 또한 협착 정도와 맥동수가 비슷하더라도 형상에 따라 난류의 발생 유무가 다르다(19). 이러한 특성을 고려하여 본 연구는 고려대학교 안산병원의 환자 데이터를 기반으로 협착 경동맥 형상을 모델링하였다.

전산화 단층 혈관 조영술(computed tomographic

angiography; CTA)을 통해 생성된 협착증 환자의 의료 영상 데이터를 Simvascular (24-26)를 사용하여 1차적으로 혈관 형상을 생성하였다(Fig. 1a). 이렇게 얻은 혈관 형상을 Ansys spaceclaim (version 21.1, Ansys, Canonsburg, PA, USA)을 사용하여 고체 모델을 제작하였다.

협착률을 결정하는 방법에는 North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial (NASCET)과 European Carotid Symptomatic Trial (ECST) method가 있다.(27) NASCET는 혈관 조형술을 사용하여 얻어진 혈관 내부 벽에서 협착부 Fig. 1(c)의 A-A 지름과 협착 후 정상상태로 바뀐 상태에서의 Fig. 1(c)의 C-C의 지름을 비교하여 협착률을 계산하는 방법이다. ECST의 경우 협착부 Fig. 1(c)의 A-A 지름과 협착부위에서 협착이 되지 않았을 때의 지름을 간접적으로 측정한 Fig. 1(c)의 B-B를 통해 협착률을 계산한다.

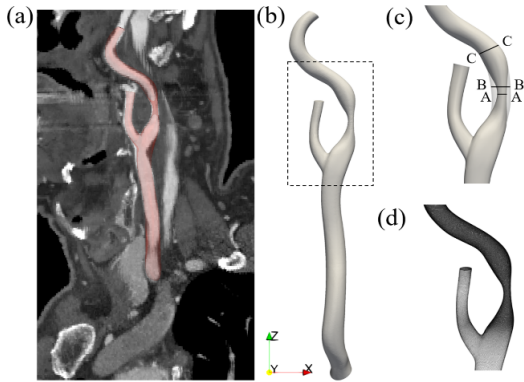
$$NASCET = \frac{(D_{C-C} - D_{A-A})}{D_{C-C}} \times 100 \quad (3)$$

$$ECST = \frac{(D_{B-B} - D_{A-A})}{D_{B-B}} \times 100 \quad (4)$$

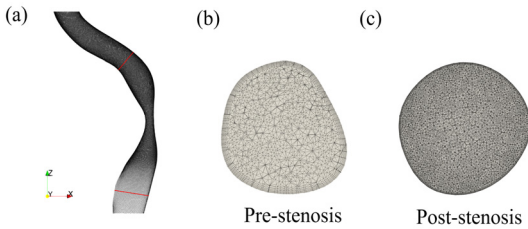
이렇듯 ECST의 방법의 경우 간접 계산을 통해 전체 직경을 추정해야 하기에 NASCET 방식이 현재 혈관 조형술에서 더 신뢰성 있게 측정된다(28,29). 이러한 이유로 본 연구에서는 NASCET 방식을 사용하여 협착률을 계산하였으며 그 값은 70%를 가진다.

ICA의 협착 이후에 발생하는 천이영역을 확인하는 것이 목적이므로 협착부위부터는 Fig. 1(d)와 같이 격자의 크기를 국부적으로 작게 만들었다.

Ansys fluent를 사용하여 tetrahedral mesh를 생성하였으며 전체 cell수는 약 600만개이다. ICA의 경우 local sizing을 통해 higher mesh density를 주었다. 요소 크기를 코어에서 벽까지 점진적으로 변하기 위해 growth rate를 1.02로 맞추었다. 수치 해석에 사용된 computational mesh는



**Fig. 1.** (a) CTA demonstrating ICA stenosis in the left carotid artery. (b) Geometry model of the carotid artery extracted from the CTA data. (c) A magnified view of the region in (b). (d) Surface mesh with local sizing.

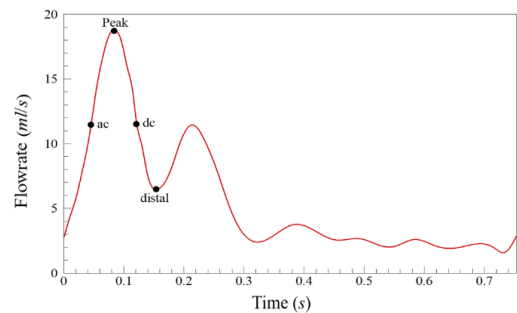


**Fig. 2.** (a) Surface mesh from CCA to ICA through stenosis. Cross-section planes of the volume mesh at pre-stenosis (b) and post-stenosis (c) locations indicated by the red solid line in (a).

Fig. 2에 나와 있다. 전체 cell 수는 6,428,515 이다. 최소 orthogonal quality, 최대 aspect ratio, 평균 skewness는 각각 0.11, 16.89, 0.076이다. 예비 계산을 통해 협착 후류 부위에서 나타나는 천이 영역에서의 벽면전단응력을 계산하여 본 계산에서는 직접수치모사에 준하는(즉 viscous length scale의 오더를 가지도록) surface 및 volume mesh의 크기를 결정하였다. 본 계산을 통해 얻어진 협착 후류 부위에서 발생하는 한 주기 동안의 평균 벽면전단응력은 약 5.26 Pa로 해당하는 마찰 속도는 약 0.007 m/s이며 viscous length scale은 약  $4.8 \times 10^{-5}$  m이다. Surface mesh의 크기는 약  $8-9 \times 10^{-5}$  m로 이를 wall unit으로 환산하면 약 1.8-2 정도의 값을 가지게 된다. Volume mesh의 경우 벽으로부터 떨어진 최소

및 최대 격자 간격(Fig. 2c 단면 기준)은 각각  $1.3 \times 10^{-5}$  와  $1.21 \times 10^{-5}$  m로 wall unit으로 나타내면 약 0.25-0.26을 가지게 된다. 기본적인 벽난류 유동인 완전발달된 채널 혹은 파이프 유동 계산시 벽으로부터 떨어진 격자는 최소 0.2-0.5 wall unit을 사용하기에 직접수치모사에 준하는 격자가 설정된 것을 확인할 수 있다. 시간 간격의 경우  $\Delta t = 2 \times 10^{-6}$  s로 이를 viscous time scale로 나타내면 약 0.02가 된다. 이 역시 직접수치모사에서 경험적으로 사용되는 viscous time scale 조건(viscous time scale < 0.2)을 만족하는 것을 알 수 있다.

해석에 사용된 입구 경계 조건의 경우 실제 환자의 혈류량 맥동을 모사하기위해 Lee 등<sup>(30)</sup>에서 color Doppler 초음파를 통해 얻은 파형에 기반하 설정하였다. 사용된 경계 조건의 맥동파는 Fig. 3과 같으며 심장 박동은 주기(T)는 약 0.75 s이다. 이에 해당하는 Womersley number는  $0.5D_{CCA}\sqrt{2\pi\rho/\mu T}$  ( $D_{CCA}$ 는 inlet 지름으로 약 7.51 mm)으로 정의되며 본 연구에서는 5.897의 값을 가진다. 이는 Lee 등<sup>(30)</sup>에서의 Womersley number 값(5.96)과 유사하다. 다만 Lee 등<sup>(30)</sup>의 연구에서 수행된 혈관의 협착률은 약 50 % 정도로 본 연구에서 사용된 혈관의 협착률인 70 %보다 낮다. 하지만 Likittanasombut 등<sup>(31)</sup>의 연구에선 협착률 50-75 %를 가지는 환자의 경우 CCA에서 평균 유량이 비슷한 것으로 보고하고 있기에 협착률에서 차이가 존재하여도 Lee 등



**Fig. 3.** Flowrate waveform imposed in the inlet boundary condition. Here, the waveform is consistent with that used in Lee et al.(30).

의 연구와 유사한 유량을 사용하였다. 이러한 유량 waveform에 기반하여 본 연구에선 입구면에서 bulk velocity 경계조건을 사용하였다. 일반적으로 완전발달된 층류유동을 가정하여 Womersley profile을 사용하지만 본 연구에서는 입구 지름 대비 약 2배 만큼 떨어진 지점에서 속도 분포가 parabolic 형태를 가지는 것을 확인하였다.

100명 이상의 정상인 경동맥에서의 측정된 CCA에서의 한주기 동안 평균 유량  $Q_{cyc}$  값은  $6.0 \text{ ml/s}$  이다<sup>(32,33)</sup>. 본 연구에 사용한 평균 유량  $Q_{cyc}$  값은  $5.18 \text{ ml/s}$  로 13.6 % 감소된 값을 가진다. Holdsworth<sup>(32)</sup>의 연구에선 50-75 %의 협착률을 가진 환자의 평균 유량은  $4.88 \pm 2.21 \text{ ml/s}$  로 보고하고 있으며 Ackroyd<sup>(34)</sup> 연구에선 정상 피험자 101명의  $Q_{cyc}$ 은  $6.58 \pm 1.3 \text{ ml/s}$ , 70% 이상의 협착률을 가진 49명의 환자는  $5.85 \pm 1.8 \text{ ml/s}$  로 보고하였다. 즉 협착이 있는 경우의 평균 유량은 정상인 혈관에 비해 약 10-15 % 가량 낮으며 대략  $4.88-5.85 \text{ ml/s}$  범위의 혈류량을 가진다고 볼 수 있다. 본 연구에서 사용된 Lee<sup>(30)</sup>의 평균 유량(약  $5.18 \text{ ml/s}$ )은 70 %의 환자에도 적용해도 어느정도 타당한 것을 알 수 있다. 이외에도 평균 혈류량에 영향을 주는 요인으로는 나이, 성별, 좌우 CCA에서의 차이<sup>(34-36)</sup>가 있으나 본 연구에서는 이러한 영향을 고려하지 않았다.

입구 부분과 협착 부위의 Reynolds number는 Table 1과 같다. CCA와 협착부위의 수력 직경은 각각  $7.51 \text{ mm}$ ,  $2.17 \text{ mm}$ 이다. CCA inlet 기준 최대 및 평균 유량에 기반한 레이놀즈수는 각각  $Re_{CCA,Max} \approx 885$ ,  $Re_{CCA,Mean} \approx 260$ 이다. 협착부위에서의 최대 및 평균 유량에 대한 레이놀즈수는 속도는 각각  $Re_{stenosis,Max} \approx 1745$ ,  $Re_{stenosis,Mean} \approx 515$ 이다. Lee 등에서 보고된 레이놀즈 수 범위와 유사하며 특히 Mittal 등<sup>(37)</sup>이 보고한 협착 혈관의 critical Reynolds number는 약 1000으로 본 연구에서 사용된 case의 경우 천이가 발생할 수 있는 레이놀즈 수 영역에 해당한다고 볼 수 있다.

출구 경계조건은 Lee 등<sup>(30)</sup> 및 Lui 등<sup>(18)</sup>에서 사용된 stress-free boundary condition을 사용하였다 (즉, 출구면에서 수직인 방향으로의 속도 구배 = 0). 다만 몇몇 연구에 의하면<sup>(26,38,39)</sup> resistance-

capacitance-resistance (RCR)이 실제 혈류 유동을 모사하는데 더 적합하다고 보고하였다. 하지만 RCR boundary condition을 적용하기 위해서는 관련된 매개변수를 추정해야 되며 이는 환자로 부터 측정된 압력 및 유량 데이터가 있어야 가능하다. 본 연구의 경우 피험자에 대한 유량 및 압력 데이터를 이용할 수 없었기 때문에 stress-free boundary condition을 사용하여 해석을 수행하였다. 계산 결과 출구 유량은 ECA : ICA = 43:57이며 이는 일반적인 ECA와 ICA의 유량인 4:6과 비슷한 비율을 가진다<sup>(30,40,41)</sup>.

Table 1. Reynolds numbers.

$Re_{CCA,Max}$	$Re_{CCA,Min}$	$Re_{stenosis,Max}$	$Re_{stenosis,min}$
884.58	260.93	1744.92	514.75

### 3. Results

Peak 부근에서의 협착 부위 후류에서의 전체적인 유동형상을 보기 위해 Fig. 4(a)와 같이 속도의 isosurface를 그려보았다. 여기서 붉은색의 isosurface 값은 Doppler US Criteria for Diagnosis of ICA Stenosis<sup>(42)</sup>에 근거한  $2.3 \text{ m/s}$ 이로 jet 유동

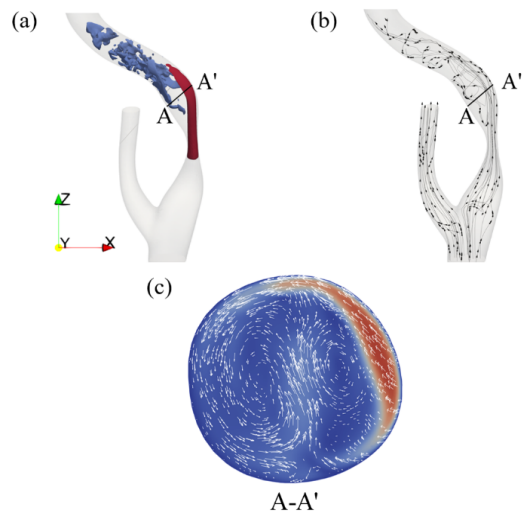
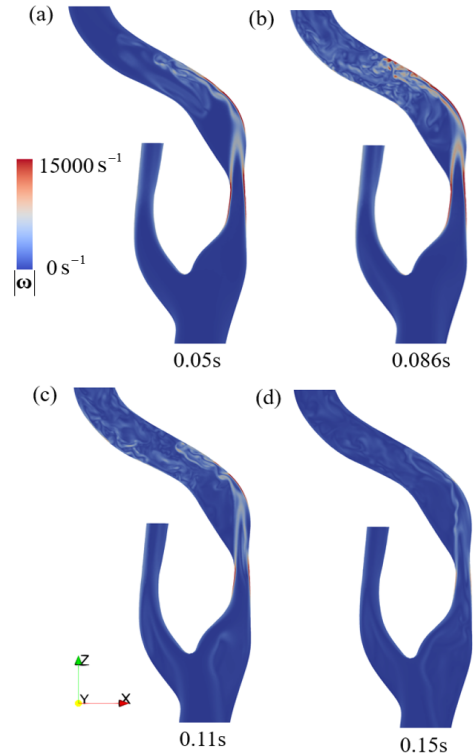


Fig. 4. (a) Isosurfaces of  $u_z = -0.1 \text{ m/s}$  (blue) and  $u_z = 2.3 \text{ m/s}$  (red) near peak systole. (b) Streamlines near peak systole. (c) Instantaneous velocity fields in the cross-section slice A-A'.

이 발생하는 것을 확인할 수 있다. 혈관의 형상을 보면 협착부위를 지나면서 ICA의 경우 굽어진다. 그로 인해 jet 유동이 ICA 바깥쪽 곡면(A'면)에 부딪히며 이 벽면을 따라 흐르게 된다. Fig. 4(a) 파란색의 isosurface는 역류(backflow) 영역을 나타낸다. 본 연구에서는 편의상 유동의 반대방향을 음의 z방향으로 설정하였다. 협착에 의한 jet 유동과 함께 backflow가 안쪽 벽면(A면)에도 생기는 것을 볼 수 있으며 이는 재순환 영역이 존재함을 의미한다. 또한 강한 jet 유동이 끝나는 후류에서는 매우 불규칙적인 backflow 형태가 관측이 된다. 이 부근에서 난류가 존재함을 시사한다. A 벽면 근처에서 재순환 영역에서 생성되는 것과 협착 후류에 유동이 불균일하다는 것을 Fig. 4(b) streamline을 통해서도 확인할 수 있다.

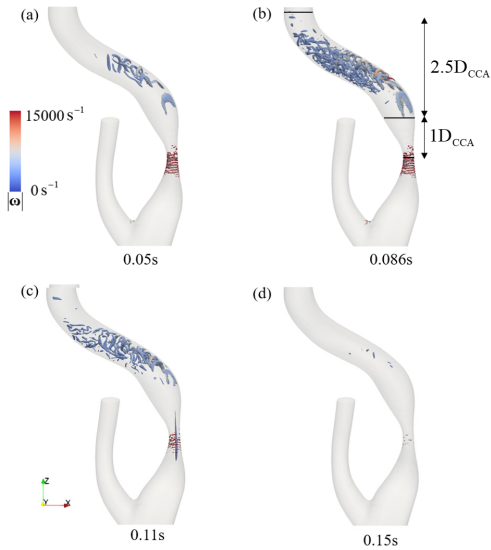
협착 후류 부분 A-A' 단면을 자른 그림은 Fig. 4(c)와 같다. Jet 유동에 의해 비대칭적인 Dean-type의 와류 형상이 관측된다. Plesniak 등<sup>(43)</sup>은 곡관에서의 유동의 형태를 PIV로 실험하였고 systolic acceleration부터 peak지점을 지나 systolic deceleration 구간까지 Dean flow pattern과 함께 초승달 모양의 velocity pattern이 나타난다고 설명하고 있으며 이는 Fig. 4(c)에서도 관측이 된다. 45명의 혈관데이터를 사용하여 속도 프로파일의 모양을 분석한 연구에선<sup>(44)</sup> 약 60%가 초승달 모양의 유동 패턴이 나타남을 보고하였다.

강한 jet 유동과 이로 인해 형성되는 불규칙적인 후류장을 분석하기 위해 분기부 중앙 단면에서의 vorticity magnitude contour를 시간에 따라 그려보았다(Fig. 5). Fig. 5(a)에서 보이듯이 협착 부위의 안쪽(A면)과 바깥쪽(A'면)에서는 jet 유동으로 인해 매우 강한 shear layer가 벽면을 따라 존재한다. 이들 shear layer는 하류로 흐름에 따라 안쪽면에서 떨어져 나온 shear layer가 바깥면에 존재하는 shear layer와 만나는 것을 확인할 수 있다. 안쪽에서 떨어져 나온 shear layer는 벽면에서 떨어진 형태로 길게 유지가 되며 협착 후류에서는 붕괴되는 모습이 확인된다(Fig. 5a-c). 동시에 바깥쪽 벽면을 따라 존재하는 shear



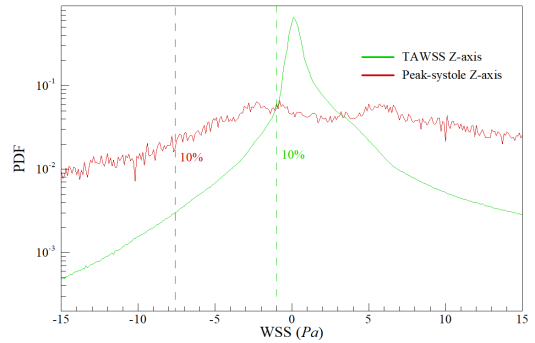
**Fig. 5.** Instantaneous vorticity magnitude ( $|\omega|$ ) contours on the mid-plane of the bifurcation at various flow phase: (a) acceleration phase; (b) near peak systole; (c) deceleration phase; and (d) diastole.

layer 역시도 불안정해지며 구불거리는 형상을 가지는 것을 알 수 있다. 특히 안쪽 벽에서 떨어져 나온 shear layer의 경우 jet유동 경계면에서의 급격한 속도차이로 인해 Kelvin-Helmholtz instability 패턴이 관측된다. 그 결과 유동이 불안정해지면서 매우 복잡한 유동 패턴을 나타내는 것을 확인할 수 있다. 수축기인 Fig. 5(b)에서 보이듯이 분리된 shear layer가 벽면에서 떨어진 뒤 다시 붙는 구간부터 매우 복잡한 난류 흐름을 보이며 이러한 난류 유동이 감속기(Fig. 5c)까지 유지되는 것을 볼 수 있다. 이후 이완기(Fig. 5d)에는 와류 강도가 급격히 낮아지는 것을 확인할 수 있으며 이는 재층류화가 진행되었음을 의미한다.



**Fig. 6.** Isosurfaces of instantaneous vortical structures ( $\lambda_2 = -1,500,000/s^2$  at various flow phase: (a) acceleration phase; (b) near peak systole; (c) deceleration phase; and (d) diastole. The color denotes the magnitude of the vorticity vector  $|\omega|$ .

난류가 형성되는 구간을 살펴보기 위해 3차원 와류 구조를 Fig. 6과 같이 가시화하였다. 난류 유동 내에서 형성되는 와류 구조를 나타내기 위해서 Jeong and Hussain<sup>(45)</sup>이 제시한  $\lambda_2$  조건을 사용하였다. 가속기 Fig. 6(a)와 감속기 Fig. 6(c) 동안 난류 구조가 협착 후류 부분에서 생성이 되는 것을 알 수 있다. 반면 Fig. 6(d) 이후로 난류 구조가 생성이 되지 않는 것을 통해 재층류화된 것을 확인할 수 있다. 본 연구에선 Fig. 6(a-c)에서 관측되는 난류 구조를 기반으로 협착 후류에서 나타나는 천이 영역을 정의하였다. 천이 영역의 시작점은 협착 중심부부터 약  $D_{CCA}$  만큼 떨어져 있으며 끝나는 지점은 약  $3.5D_{CCA}$ 에 위치한다. 즉, 양의  $z$ 방향으로  $2.5D_{CCA}$ 에 위치한 ICA 혈관 내에서 맥동에 따라 천이 현상이 발생한다. 이렇게 정의된 천이영역 내에서의 WSS의 경우 난류 천이 및 재층류화가 진행됨에 따라 매우 복잡하게 변화한다. 특히 Fig. 6(b)에서 보이듯이 ICA 중심부까지 난류가 존재하므로 순간적으로 완전 발달된 난류 유동에 도달한



**Fig. 7.** Probability density function of wall shear stress ( $\tau_z$ ) within the transitional flow region. The green line indicates the PDF obtained over 4 cycles and the red lines denotes the PDF computed near peak systole.

다고 여겨지며 이는 WSS 특성에도 큰 영향을 미치게 된다.

이렇게 정의된 천이영역에서의 WSS 변화와 함께 backflow event를 정량적으로 살펴보기 위해  $z$ 방향 WSS ( $\tau_z$ )의 확률 밀도 함수(probability density function; PDF)를 구해보았다.

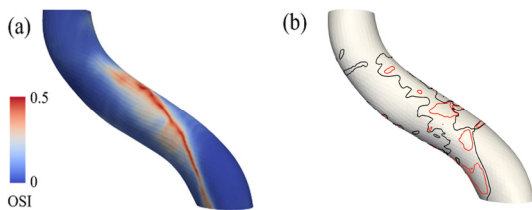
협착 후 부분에서 발생하는  $\tau_z$ 의 확률 밀도 함수가 Fig. 7에 나타나 있으며 협착으로 인해 재순환 영역에서 역류 현상이 발생하는데 예상한 바와 같이 음의 값을 가지는  $\tau_z$ 가 관측이 된다. 여기서 초록색 선은 4주기동안 발생한  $\tau_z$ 의 PDF에 해당한다. 앞선 Fig. 6(b)에서 보았듯이 최대 수축기에서는 매우 많은 와류구조가 ICA내에 순간적으로 존재하게 된다. 이 시점에서의  $\tau_z$ 의 PDF 분포는 붉은색 선에 해당한다. 보이다시피 최대 수축기에서 발생한  $\tau_z$ 는 초록색 선과는 다르게 extreme WSS event가 상대적으로 더 빈번함을 알 수 있다. 특히 음의  $\tau_z$ 의 발생 빈도가 전체적으로 더 큰 것을 알 수 있다. 음의 WSS event ( $\tau_z < 0$ )가 4주기 평균(초록색 선)이 최대 수축기(붉은색 선)보다 더 빈번함을 알 수 있으며 이는 재순환영역에서 발생하는 낮은 음의 WSS값이 오랫동안 지속되기 때문으로 볼 수 있다. 이러한 음의  $\tau_z$ 중 하위 10%를 dashed line으로 표시해 두었으며 그 값은 약  $\tau_z = -7.6$  Pa이며 초록색선 기준으로는  $\tau_z = -1$  Pa이다.

최대 수축기에서 나타나는 음의 WSS event를 추가로 분석하기 위해서 대표적인 혈류역학분석 인자인 oscillatory shear index (OSI)<sup>(13)</sup>와 음의 WSS가 발생하는 영역을 비교해보았다 (Fig. 8). OSI는 다음과 같이 정의된다.

$$OSI = \frac{1}{2} \left( 1 - \frac{\int_0^T \tau dt}{\int_0^T |\tau| dt} \right) \quad (5)$$

OSI란 WSS vector ( $\tau$ )의 절대값의 평균  $\left( \int_0^T |\tau| dt \right)$ 과 WSS vector 평균  $\left( \int_0^T \tau dt \right)$  간의 비와 관련된 지표이다. WSS vector의 평균이 0일 경우 OSI는 최대값인 0.5를 나타내게 된다. 즉, WSS vector의 방향이 주 유동 방향과 반대방향으로 발생하는 event가 많을 경우 높은 OSI값을 나타낼 수 있다. 이렇게 OSI가 높다는 것은 혈관 내벽이 WSS의 크기 및 방향 변화를 반복한다고 볼 수 있다<sup>(46)</sup>. Lui 등<sup>(18)</sup>은 이러한 OSI값이 협착된 혈관의 파열 과정에 직접적인 연관성을 보이며 Markl 등<sup>(47)</sup>은 특히 0.28–0.3 이상의 높은 값의 OSI와 낮은 WSS와의 관계가 중요하다고 주장하였다.

Fig. 8(a)는 난류가 나타나는 구역의 OSI이며 협착부로부터 1D<sub>CCA</sub>만큼 떨어진 구간부터 3.5D<sub>CCA</sub>만큼 떨어진 구간이다. OSI가 0.3이상인 영역이 존재하는 것을 확인할 수 있다. Fig. 8(a)에서 높은



**Fig. 8.** (a) Contours of the OSI in the post stenotic region. (b) Negative WSS ( $\tau_z < 0$ ) region near peak systole. The black line is all the negative WSS area.

OSI의 영역은 Fig. 4(a)에 나타난 back flow 영역에서 발생하며 Fig. 4(b)에 나타난 flow disturbance가 많은 곳과 유사한 것을 알 수 있다. 이러한 유사성을 확인하기 위해 Fig. 6(b)와 같은 time step에 나타나는 음의 WSS 영역을 Fig. 8(b)에 표시하였다. 여기서 검은색의 line contour는  $\tau_z = 0$  인 지점을 나타내며 붉은색의 선은 Fig. 7에서 관측된 하위 10%에 해당하는  $\tau_z = -1\text{Pa}$ 에 해당한다. 이 때 상위 10%의 높은 OSI는 0.23으로 측정되었고 이 영역과 Fig. 8(b)를 비교한 결과 상위 10%의 OSI 영역 중에 80%가량이 음의 WSS인 것을 확인하였다. 그림에서 보이 듯이 OSI가 높은 영역과 음의 WSS 영역 모두 천이 영역을 따라 유동방향으로 늘어선 형상을 가지는 것을 알 수 있다. 또한 두개의 등고선이 인접한 영역 즉 음의 extreme WSS의 급격한 크기의 변화가 나타나는 영역에서 OSI가 큰 값을 보인다.

이렇듯 WSS와 OSI를 비교해본 결과 난류 구조가 사라질 때까지 WSS의 양의 값과 음의 값은 주요 흐름을 따라 이동하는 것을 확인하였다. 또한 OSI 값이 높은 구역에서는 WSS의 부호가 바뀌는 역류 경계 위치를 나타내며 혈관 내부의 난류와 같은 유동 상태를 나타내는 역할을 할 수 있다.

#### 4. Conclusions

본 연구는 협착률이 70%인 경동맥에서 발생하는 천이 유동을 수치해석하여 난류 구조와 음의 전단응력 등을 확인하였다. 해석 모델은 고려 대학교 안산병원에서 얻은 환자 데이터를 사용하였다. 해석 조건으로는 입구 유량을 맥동에 따른 변화를 확인할 수 있도록 설정하였고, 출구 경계 조건으로는 환자의 압력에 관한 세부 사항을 정확히 알 수 없기에 outflow 조건을 사용하였다. 격자의 크기는 직접수치모사를 하기 위해 점성 길이 scale 보다 작도록 설정하였고 도출된 결론은 다음과 같다.

혈액이 협착부위를 지나면서 생성된 강한 jet 유동이 발생하는 것을 관측하였다. 또한 협착 후류 부위에서는 역류 현상이 발생하는 것을 확인하였다. 형성된 강한 jet 유동은 ICA 혈관의



외벽 부근에 부딪히고 이를 따라 하류로 흘러가는 것을 확인하였다. 그 결과 내벽에선 재순환 유동이 발생하는 것을 확인하였다. Vorticity 크기를 분석하여 강한 jet 유동에 의해 shear layer가 발생하는 것을 확인하였다. 협착 내벽과 외벽에서 발생한 shear layer는 굽어진 ICA 형상으로 인해 서로 만나는 것을 확인하였다. 그 결과 ICA 외벽 근처에서 2개의 강한 shear layer가 벽을 따라 존재하고 후류에서는 붕괴되는 모습이 관측되었다. 특히 안쪽 벽에서 떨어져 나온 shear layer의 경우 jet 유동 경계면에서의 급격한 속도차이로 인해 Kelvin-Helmholtz instability 패턴이 관측되며 그 결과 유동이 불안정해지면서 매우 복잡한 유동 패턴을 나타내는 것을 확인하였다. Vortical structure를 통해 확인해본 결과 맥동에 따라 난류 천이 재층류화가 발생하는 것을 확인하였으며 이를 기반으로 천이 영역의 크기를 정의하였다. 이렇게 정의된 천이 영역에서 발생하는 WSS를 분포를 분석하여 음의 전단응력이 발생하는 것을 관측하였으며, 최대 수축기에 extreme WSS가 빈번히 발생하는 것을 확인하였다. 또한 상대적으로 양의 WSS에 비해 음의 WSS event가 더 빈번히 나타났으며 이는 천이 영역에서 국소적인 역류현상이 빈번함을 의미한다. 추가로 음의 WSS가 분포하는 영역을 OSI 값과 비교해 보았다. 이를 통해 앞서 음의 WSS가 발생하는 영역과 OSI가 연관성이 있다는 것을 확인하였다. 본 연구를 통해 협착된 경동맥 내에서 천이 영역이 발생할 수 있음을 알 수 있었으며 특히 천이 영역에서의 벽면전단응력 분포를 고정밀의 시공간 유동장 데이터를 분석하여 국소적으로 발생하는 음의 벽면전단응력을 정량적으로 분석한데 의의가 있다.

본 연구의 한계점은 다음과 같다. 첫째 혈관 벽면을 rigid wall로 가정한 점이다. 벽면 전단응력의 경우 rigid 혹은 compliant 벽 조건에 따른 결과 차이가 있을 수 있다. 다만 본 연구와 같이 협착률이 심한 환자의 경우 plaque가 두껍게 쌓여 혈관벽의 경화를 일으킬 수 있기에<sup>(18)</sup> rigid wall 조건도 어느정도 타당하다고 생각된다. 둘째 Newtonian 유체로 가정하여 생기는 한계점이 존

재한다. 혈액에는 혈액의 40-45 %를 차지하는 지름  $8 \mu\text{m}$ , 높이  $2 \mu\text{m}$ 의 적혈구가 존재한다.<sup>(48)</sup> 미세한 크기의 적혈구에 의해 혈액은 비뉴턴 유체의 특성을 가지게 된다. 정상적이고 완전 발달된 흐름 조건 하에서 대부분의 대형 동맥의 전단 속도는  $100 \text{ s}^{-1}$ 로 정도로 일반적으로 Newtonian 유체로 가정하여도 문제가 없다. 그러나 협착 후류 부분에 발생하는 재순환 영역의 경우 전단변형률이  $10 \text{ s}^{-1}$  미만으로 떨어질 수 있으므로 이러한 복잡한 흐름 조건에서 Newtonian 유체의 경우 정확도가 떨어질 수 있다. 그러나 Lee<sup>(49)</sup>에 의하면 non-Newtonian 유체의 효과가 재순환 영역이 과도할 경우 overestimate될 가능성이 있다고 주장하고 있다. 따라서 천이 유동 내 발생하는 재순환영역에서의 Newtonian과 non-Newtonian 유체 조건에 따른 차이에 대한 연구가 필요하다. 셋째 존재하는 적혈구와 난류 유동내 발생하는 최소 eddy motion간의 interaction을 고려하지 않았다는 점이다. 난류 유동내 존재하는 가장 작은 스케일인 Kolmogorov scale 혹은 벽면에서의 viscous scale이 적혈구의 지름과 유사한 order를 가지는 경우 이들 간 상호작용을 고려한 해석이 필요하다. 마지막으로 본 연구에서 사용된 입구 및 출구 경계조건의 경우 환자에 대한 임상데이터의 부재로 환자에 적합한 경계조건이 적용되지 못한 한계점이 존재한다.

추후 난류 천이시 발생하는 turbulent spot의 생성과정을 시간에 따라 추적하면서 벽면에서 발생하는 extreme WSS event와 turbulent spot을 구성하고 있는 와류구조의 발달 과정을 분석한다면 이러한 음의 WSS 영역이 발생하는 원인을 밝힐 수 있을 것으로 예상된다.

## 후 기

This work was partly supported by Institute of Information & communications Technology Planning & Evaluation (IITP) grant funded by the Korea government (MSIT) (No.20200002280012003) and a grant from the National Research Foundation of Korea (No.2019M3C1B7025091).

## REFERENCE

- 1) Murray, C. J., & Lopez, A. D. (1997). Alternative projections of mortality and disability by cause 1990–2020: Global Burden of Disease Study. *The lancet*, 349(9064), 1498-1504.
- 2) Ross, R. (1993). The pathogenesis of atherosclerosis: a perspective for the 1990s. *Nature*, 362(6423), 801-809.
- 3) Marshall, I., et al. (2004). MRI and CFD studies of pulsatile flow in healthy and stenosed carotid bifurcation models. *Journal of biomechanics*, 37(5), 679-687.
- 4) Yim, P., et al. (2005). Characterization of shear stress on the wall of the carotid artery using magnetic resonance imaging and computational fluid dynamics. *Studies in health technology and informatics*, 113, 412-442.
- 5) Fry, D. L. (1968). Acute vascular endothelial changes associated with increased blood velocity gradients. *Circulation research*, 22(2), 165-197.
- 6) Groen, H. C., et al. (2007). Plaque rupture in the carotid artery is localized at the high shear stress region: a case report. *Stroke*, 38(8), 2379-2381.
- 7) Qiu, Y., & Tarbell, J. M. (2000). Numerical simulation of pulsatile flow in a compliant curved tube model of a coronary artery. *J. Biomech. Eng.*, 122(1), 77-85.
- 8) Loree, H., et al. (1991). Turbulent pressure fluctuations on surface of model vascular stenoses. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 261(3), H644-H650.
- 9) Paul, M. C., et al. (2009). Large-Eddy simulation of pulsatile blood flow. *Medical engineering & physics*, 31(1), 153-159.
- 10) Tarbell, J. M., et al. (2014). Fluid mechanics, arterial disease, and gene expression. *Annual review of fluid mechanics*, 46, 591-614.
- 11) Giddens, D., et al. (1993). The role of fluid mechanics in the localization and detection of atherosclerosis. *Journal of biomechanical engineering*, 115(4B), 588-594.
- 12) Caro, C., et al. (1969). Arterial wall shear and distribution of early atheroma in man. *Nature*, 223(5211), 1159-1161.
- 13) Ku, D. N., et al. (1985). Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation. Positive correlation between plaque location and low oscillating shear stress. *Arteriosclerosis: An Official Journal of the American Heart Association, Inc.*, 5(3), 293-302.
- 14) Zarins, C. K., et al. (1983). Carotid bifurcation atherosclerosis. Quantitative correlation of plaque localization with flow velocity profiles and wall shear stress. *Circulation research*, 53(4), 502-514.
- 15) Khodarahmi, I. (2015). Comparing velocity and fluid shear stress in a stenotic phantom with steady flow: phase-contrast MRI, particle image velocimetry and computational fluid dynamics. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 28(4), 385-393.
- 16) Mittal, R., et al. (2003). Numerical study of pulsatile flow in a constricted channel. *Journal of Fluid Mechanics*, 485, 337-378.
- 17) Grinberg, L., et al. (2009). Analyzing transient turbulence in a stenosed carotid artery by proper orthogonal decomposition. *Annals of biomedical engineering*, 37(11), 2200-2217.
- 18) Lui, M., et al. (2020). On the turbulence modeling of blood flow in a stenotic vessel. *Journal of biomechanical engineering*, 142(1).
- 19) Johari, N., et al. (2019). Disturbed flow in a stenosed carotid artery bifurcation: Comparison of RANS-based transitional model and LES with experimental measurements. *International Journal of Applied Mechanics*, 11(04), 1950032.
- 20) Willert, C. E., et al. (2018). Experimental evidence of near-wall reverse flow events in a zero pressure gradient turbulent boundary layer. *Experimental Thermal and Fluid Science*, 91, 320-328.

- 21) Lenaers, P., et al. (2012). Rare backflow and extreme wall-normal velocity fluctuations in near-wall turbulence. *Physics of fluids*, 24(3), 035110.
- 22) Wu, X., et al. (2020). Negative skin friction during transition in a zero-pressure-gradient flat-plate boundary layer and in pipe flows with slip and no-slip boundary conditions. *Journal of Fluid Mechanics*, 887.
- 23) Patankar, S. V. (2018). *Numerical heat transfer and fluid flow*. CRC press
- 24) Kang, T., et al. (2021). Effects of progressive carotid stenosis on cerebral haemodynamics: aortic-cerebral 3D patient-specific simulation. *Engineering Applications of Computational Fluid Mechanics*, 15(1), 830-847.
- 25) Updegrove, A., et al. (2017). SimVascular: an open source pipeline for cardiovascular simulation. *Annals of biomedical engineering*, 45(3), 525-541.
- 26) Gharahi, H., et al. (2016). Computational fluid dynamic simulation of human carotid artery bifurcation based on anatomy and volumetric blood flow rate measured with magnetic resonance imaging. *International journal of advances in engineering sciences and applied mathematics*, 8(1), 46-60.
- 27) P., I. N. S. M. A. H. (2000). Comparison of the ECST, CC, and NASCET grading methods and ultrasound for assessing carotid stenosis. *Medicina* 2018, 54(3), 42;.
- 28) Chaturvedi, S., et al. (1997). Cerebral angiography practices at US teaching hospitals: implications for carotid endarterectomy. *Stroke*, 28(10), 1895-1897.
- 29) Gagne, P. J., et al. (1996). Can the NASCET technique for measuring carotid stenosis be reliably applied outside the trial? *Journal of vascular surgery*, 24(3), 449-456.
- 30) Lee, S. E., et al. (2008). Direct numerical simulation of transitional flow in a stenosed carotid bifurcation. *J Biomech*, 41(11), 2551-2561.
- 31) Likittanasombut, P., et al. (2006). Volume Flow Rate of Common Carotid Artery Measured by Doppler Method and Color Velocity Imaging Quantification (CVI-Q). *Journal of Neuroimaging*, 16(1), 34-38.
- 32) Holdsworth, D., et al. (1999). Characterization of common carotid artery blood-flow waveforms in normal human subjects. *Physiological measurement*, 20(3), 219.
- 33) Eicke, B. M., & Tegeler, C. H. (1995). Ultrasonic quantitative flow volumetry of the carotid arteries: initial experience with a color flow M-mode system. *Cerebrovascular Diseases*, 5(2), 145-149.
- 34) Ackroyd, N., et al. (1986). Quantitative common carotid artery blood flow: prediction of internal carotid artery stenosis. *Journal of vascular surgery*, 3(6), 846-853.
- 35) Buijs, P. C., et al. (1998). Effect of age on cerebral blood flow: measurement with ungated two-dimensional phase-contrast MR angiography in 250 adults. *Radiology*, 209(3), 667-674.
- 36) Bogren, H. G., et al. (1994). Carotid and vertebral artery blood flow in left-and right-handed healthy subjects measured with MR velocity mapping. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 4(1), 37-42.
- 37) Mittal, R., et al. (2003). Numerical study of pulsatile flow in a constricted channel. *Journal of Fluid Mechanics*, 485, 337-378.
- 38) Adrianzen Alvarez, D. R. (2016). Influence of Outlet Boundary Conditions on Cerebrovascular Aneurysm Hemodynamics.
- 39) Alimohammadi, M., et al. (2014). Development of a patient-specific simulation tool to analyse aortic dissections: assessment of mixed patient-specific flow and pressure boundary conditions. *Medical engineering & physics*, 36(3), 275-284.
- 40) Kefayati, S., & Poepping, T. L. (2013). Transitional flow analysis in the carotid artery bifurcation by proper orthogonal decomposition

- and particle image velocimetry. *Medical engineering & physics*, 35(7), 898-909.
- 41) Poepping, T. L., et al. (2002). An in vitro system for Doppler ultrasound flow studies in the stenosed carotid artery bifurcation. *Ultrasound in medicine & biology*, 28(4), 495-506.
- 42) Oates, C., et al. (2009). Joint recommendations for reporting carotid ultrasound investigations in the United Kingdom. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 37(3), 251-261.
- 43) Plesniak, M. W., & Bulusu, K. V. (2016). Morphology of Secondary Flows in a Curved Pipe With Pulsatile Inflow. *Journal of Fluids Engineering*, 138(10).
- 44) Ford, M. D., et al. (2008). Is flow in the common carotid artery fully developed? *Physiol Meas*, 29(11), 1335-1349.
- 45) Jeong, J., & Hussain, F. (1995). On the identification of a vortex. *Journal of Fluid Mechanics*, 285, 69-94.
- 46) Basavaraja, P., et al. (2017). Wall shear stress and oscillatory shear index distribution in carotid artery with varying degree of stenosis: a hemodynamic study. *journal of mechanics in medicine and biology*, 17(02), 1750037.
- 47) Markl, M., et al. (2010). In vivo wall shear stress distribution in the carotid artery: effect of bifurcation geometry, internal carotid artery stenosis, and recanalization therapy. *Circulation: Cardiovascular Imaging*, 3(6), 647-655.
- 48) Ethier, C. R., & Simmons, C. A. (2007). *Introductory biomechanics: from cells to organisms*. Cambridge University Press
- 49) Lee, S.-W., & Steinman, D. A. (2007). On the relative importance of rheology for image-based CFD models of the carotid bifurcation. 273-278.