

## 환자 특정 경동맥 분기부 모델 혈류유동에 대한 입구부 이차곡률의 영향

### Influence of Inlet Secondary Curvature on Hemodynamics in Subject-Specific Model of Carotid Bifurcations

이상욱

Sang-Wook Lee

**초 록** 의료영상을 기반으로 한 경동맥 분기부 혈류유동장 전산유체역학 해석의 수행에 있어 입구부 경계 조건 도출을 위한 환자 특정 시간 변동 상세 유속 분포를 얻는 것은 일반적으로 쉽지 않다. 그러므로 대부분의 경우 예측된 혈류량을 바탕으로 이상적인 축대칭 완전발달 유속 분포를 적용하게 된다. 그러나 MRI로 직접 측정한 총경동맥 혈류 유속분포를 적용한 기존의 연구에서 입구부 유속분포 경계 조건이 경동맥 분기부 혈류 유동장 해석 결과에 중요한 영향을 미친다는 것을 보였으며, 특히 예측된 혈류 유속분포가 전형적인 Dean type 유동과 다른 독특한 형태를 가진다는 것을 보고하였다. 본 연구에서는 이러한 독특한 형태의 유속 분포가 경동맥 입구부 형상의 이차곡률에 의해 생성됨을 보이고, 직접 경동맥 분기부 유동장 CFD 해석의 경계 조건으로 적용하여 이의 영향을 조사하였다. 이를 통하여 충분한 길이의 실제 경동맥 입구부 형상을 적용할 경우, 입구부 경계 조건의 영향이 의료영상으로부터 혈관 형상을 도출하는 과정에서 불가피하게 유기되는 영상 처리 오차에 의한 영향에 비해 상대적으로 크지 않음을 알 수 있었다.

**주요어:** 혈류역학, 경동맥 분기부, 이차곡률 형상, 입구부 경계 조건, 벽전단응력, 전산유체역학, 자기공명영상

**Abstract** In image-based CFD modeling of carotid bifurcation hemodynamics, it is often not possible (or at least not convenient) to impose measured velocity profiles at the common carotid artery inlet. Instead, fully-developed velocity profiles are usually imposed based on measured flow rates. However, some studies reported a pronounced influence of inflow boundary conditions that were based on actual velocity profiles measured by magnetic resonance imaging which showing the unusual presence of a high velocity band in the middle of the vessel during early diastole inconsistent with a Dean-type velocity profile. We demonstrated that those velocity profiles were induced by the presence of modest secondary curvature of the inlet and set about to test whether such more “realistic” velocity profiles might indeed have a more pronounced influence on the carotid bifurcation hemodynamics. We found that inlet boundary condition with axisymmetric fully-developed velocity profile(Womersley flow) is reasonable as long as sufficient CCA inlet length of realistic geometry is applied.

**Keywords:** Hemodynamics, Carotid Bifurcation, Secondary Curvature, Inlet Boundary Condition, Wall Shear Stress, Computational Fluid Dynamics, Magnetic Resonance Imaging

#### 1. 서 론

혈류 유동에 의한 유체역학적 특성 파라미터가

동맥경화나 동맥류 등과 같은 여러 혈관 질환의 초기 발생 및 진행에 중요한 영향을 미친다는 사실은 이미 잘 알려져 있으며, 특히 동맥경화의

경우 혈관벽에서의 낮은 평균전단응력(wall shear stress, WSS)과 WSS 벡터의 높은 시간 변동률, 즉 높은 교번전단지수(oscillatory shear index, OSI)와 밀접한 상관관계가 존재함을 보이는 많은 연구 결과가 발표되었다[1-3].

뇌혈관으로 혈액을 공급하는 주요 혈관 중 하나인 경동맥은 목 근처에서 내경동맥(internal carotid artery, ICA)과 외경동맥(external carotid artery, ECA)으로 분기(bifurcation)되는 복잡한 혈관 형상을 가지며, 일반적으로 경동맥동(carotid sinus)영역에 재순환 유동(recirculation flow) 등의 교란된 유동장을 형성한다. 이러한 경동맥 분기부 영역에서의 교란된 혈류 유동장 특성은 다른 혈관 영역에 비해 상대적으로 높은 빈도로 발생하는 동맥경화 질환과 연계하여 혈류역학 측면에서의 동맥경화 발생기전 연구의 주요한 관심사가 되어져 왔다[4,5].

생체 내 혈류 유속 계측을 위한 비침습적(non-invasive) 방법으로 도플러 초음파(Doppler ultrasound) 기법과 위상차 자기공명영상(phase-contrast magnetic resonance imaging, PC-MRI) 기법이 주로 적용되고 있으나, 이러한 계측기법은 보통 한 점 또는 2차원 평면에서의 혈류 유속 계측으로 제한적이며 복잡한 3차원 유동장에 대한 유속 계측을 위해서는 긴 계측 시간과 고비용을 필요로 하는 본질적인 한계를 갖고 있다.

1990년대 들어서면서 컴퓨터 성능의 급속한 발전을 바탕으로 전산유체역학(computational fluid dynamics, CFD)을 이용한 3차원 혈류 유동장 수치해석을 통하여 복잡한 혈류 유동장 특성에 대한 이해의 폭을 보다 넓힐 수 있었다. 또한 의료 영상 기술의 발전과 더불어 in vivo 혈관 형상의 고해상도 영상 데이터 및 3차원 이미지 프로세싱 기술이 접목됨으로써 환자로부터 직접 얻은 의료 영상으로 부터 도출된 환자의 실제 혈관 형상을 직접 CFD 해석에 이용하는 의료영상 기반 CFD(image-based CFD) 해석 기법이 가능해졌다[6,7].

이러한 의료영상 기반 CFD 해석은 환자 특정 혈관 형상 및 맥동 혈류량 경계조건을 직접 CFD 해석에 적용함으로써, 환자에 대한 보다 구체적이고 직접적인 임상 진단 및 치료 정보의 제공을 가능하게 하였다.

그러나 아직까지 혈류 유동 CFD 해석의 용이성 및 계산 비용 절감을 위하여 일반적으로 몇

가지 가정이 적용되고 있으며, 이러한 주요 가정으로는 뉴턴 유체(Newtonian fluid) 가정, 강체 혈관벽(rigid vessel wall) 가정 및 입구부 경계 조건으로 축대칭 완전발달 유동(axisymmetric fully-developed flow) 가정 등이 있다.

경동맥 CFD 해석의 경우, 정확한 혈류 유동장 해석을 위해서는 실제 환자의 총경동맥(common carotid artery, CCA)에서 직접 계측한 시간 변동상세 유속 분포를 적용하는 것이 필수적이나, 대개의 경우 현 기술 수준에서의 혈류 유속 계측 데이터의 정확도(accuracy)를 고려하여 상대적으로 계측 오차를 줄일 수 있는 단면적에 대한 유속 적분값인 시간 변동 혈류량을 바탕으로 비정상 완전발달 유속 분포, 즉 Womersley 유속 분포를 적용하는 방법을 취하고 있다.

이러한 축대칭 완전발달 유속 분포 경계 조건의 가정이 경동맥 분기부 혈류 유동장 해석 결과에 미치는 영향을 조사하기 위하여 Moyle 등 [8]은 입구 영역 혈관의 다양한 곡률을 고려한 경계 조건하의 CFD 해석 결과를 비교분석하였다. 이때 입구 경계조건 가정에 의해 유기되는 영향이 혈관 형상 도출의 영상 처리 과정에서 불가피하게 유기되는 불확정성(uncertainty)에 의한 오차에 비해 상대적으로 훨씬 작음을 보였다.

그러나 이와 달리 Wake 등 [9,10]은 경동맥 입구부 경계조건으로 PC-MRI 유속 계측으로부터 얻어진 상세유속 분포를 직접 적용했을 때와 이상적인 축대칭 완전발달 유속분포를 적용했을 때 경동맥 분기부 혈류유동장 해석 결과에 유의한 차이를 보이는 것을 확인하였으며, 이를 통해 정확한 유속 분포 경계조건 적용의 중요성을 강조하였다.

일반적으로 곡률을 가진 단일 관 유동(single pipe flow)은 곡률 바깥쪽으로 치우쳐진 비대칭의 초승달 형상(crescent shape) 유속 분포로 특징지어지는 Dean flow를 형성한다는 것이 잘 알려져 있다. 그러나 Wake[9]에서 보고된 PC-MRI 계측 유속 분포의 경우, 심장 수축기와 이완기 사이의 혈류 감속 구간에서 이러한 전형적인 Dean flow 유속 분포와 상이한 독특한 패턴의 유속 분포를 가짐을 알 수 있다.

그러므로 본 연구에서는 이러한 독특한 패턴의 유속 분포가 생체 내 대부분의 혈관이 본질적으로 가지고 있는 상대적으로 작은 진폭의 이차 곡

률에 의하여 생성되는 것으로 추정하여 이상적인 사인함수 형태의 혈관 형상에 대한 유동해석을 수행한 뒤 결과를 비교 분석하였다. 또한 여기서 도출된 유속 분포를 서로 다른 세 경동맥 분기부 CFD 해석의 입구 경계 조건으로 적용함으로써 총경동맥의 이차 곡률 형상이 경동맥 분기부 혈류 유동장에 미치는 영향을 분석하였다.

## 2. 연구방법

### 2.1. 혈관 형상 모델

혈관의 이차 곡률에 의한 유속 분포를 유기하기 위하여 Fig. 1에 보인 것처럼 일정한 진폭 및 파장의 사인함수(sinusoidal shape)를 중심선(center line)으로 갖는 반경  $R = 0.6$  cm의 곡선관(curved pipe)을 고려하였다.

$$x = a \sin(2\pi z / \Lambda) \tag{1}$$

여기서 사인함수의 진폭(amplitude)  $a$ 와 파장(wave length)  $\Lambda$ 은, 일반적인 생체 내 개체간 변량을 고려할 때 일반성(generality)을 잃지 않는 범위 안에서 Myers 등 [11]에서 보고된 관상동맥(coronary artery)의 곡률반경 ( $R_C \approx 20R$ )을 바탕으로  $a = 0.8R$  및  $\Lambda = 25R$ 으로 정하였다.

또한 입구부 유속 경계 조건의 영향 분석을 위한 환자특정 경동맥 분기부 CFD 해석에는 Thomas 등 [12]의 연구에서 MR 영상을 이용, 3차원 형상을 재건(reconstruction)한, 영상의학적 관점에서 심각한 혈관 협착 증세가 없이 건강한 상태로 진단되는 세 개체(subject)의 경동맥 형상을 이용하였다. 이와 함께 MR 영상 스캔 과정 및 영상 처리 과정(image processing)에서 발생하는 오차로 인한 혈관 형상 변량(variability)의 영향을 비교 평가하기 위하여, 동일한 환자에 대하여 일주일 간격으로 세 번씩 반복 스캔한 혈관 형상을 이용, 동일한 과정의 CFD 해석을 반복 수행하였다.



Fig. 1 Geometry of constant radius tube mode with the modest secondary curvature

### 2.2. CFD 해석 및 경계 조건

본 연구의 수치해석을 위하여 기존의 다양한 연구에 적용되어 충분한 검증이 이루어진 2차의 사면체 요소 (quadratic tetrahedral element) 기반 유한요소(FEM) 해석 코드를 이용하였다[13,14]. 수치 격자계는 격자 크기에 따른 해의 수렴도 해석을 통하여 약 0.25 mm의 비교적 균일한 크기의 사면체 격자를 적용하였으며, 이 때 충분히 해의 격자 독립성을 확인할 수 있었다.

CFD 해석의 경계 조건을 위한 혈류량 맥동 파형은 Fig. 2에 보인 바와 같이 개개의 환자에서 직접 PC-MRI를 이용하여 측정한 데이터를 적용하였다[12]. 각각의 경우, 평균 레이놀즈수  $Re$ 는 278, 325 및 341로, 비정상 맥동 주기와 관련된 무차원 수인 Womersley 수 ( $\alpha = R\sqrt{\omega/\nu}$ )는 4.78, 4.29와 4.30로 계산되었다. 여기서,  $\omega$ 는 심장 박동 주파수,  $\nu$ 는 동점성 계수를 나타낸다.

또한 경동맥 분기부 유동장에 미치는 혈류 유속 분포 경계 조건의 영향을 조사하기 위하여, 불규칙한 CCA 입구부 단면에 대한 형상 맵을 이용, 위의 사인함수 곡선관으로부터 유기된 시간 변동 유속 벡터 분포를 CCA 입구부 경계에 적용하는 방법을 취하였다. 또한 이차 곡률의 방향성에 의한 영향을 보기 위하여 곡선관에 의해 유기된 유속 벡터 분포를 분기부 평면(bifurcation plane)에 대하여 90도 회전하여 적용, 반복 해석을 수행하였다.

모든 수치해석의 경우 초기 과도해(transient solution)의 영향을 제거하기 위하여 네 번의 심장 박동 사이클에 대한 계산을 수행하여, 최종

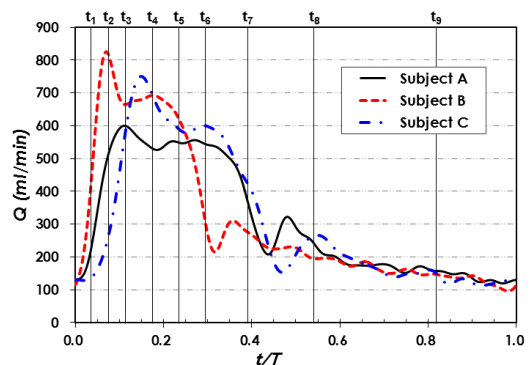


Fig. 2 Flowrate waveforms at the common carotid artery

결과 분석은 마지막 네 번째 사이클에서 얻어진 결과를 이용하였다.

### 3. 해석 결과 및 고찰

#### 3.1. 이차곡률을 가진 혈관 형상에 의한 혈류 유동장 특성

Fig. 1에 보인 이상적인 사인함수 형상의 이차곡률에 의해 생성되는 맥동 유동장의 축방향 유속 분포를 3/4 파장(wavelength) 위치의 단면에서 도출하였으며, 각 심장 박동 주기의 위상(phase)에 따라 Fig. 3에 나타내었다.

일반적으로 일정한 곡률반경을 가진 곡선관에서 정상상태 유속분포는 Dean 수  $De = Re(\frac{R}{R_c})^{1/2}$ 에 의해 결정되며, 이 때 평면상에서 서로 반대 방향으로 회전하는 한 쌍의 보텍스(vortex)에 의해 곡률 바깥쪽 방향으로 치우친 초승달 형상(crescent shape)의 축방향 유속 분포를 갖는다.

Fig. 3에서 사인함수 형태의 이차곡률에 의한 축방향 유속분포를 보면 심장 수축기(systole) 및 심장 이완기(diastole)인 경우, 최고 유속의 중심이 한 쪽으로 치우친 형태의 전형적인 Dean 유속 분포를 가지는 것을 알 수 있다. 그러나 심장 수축기에서 이완기로 이동하는 단계인 감속 구간(deceleration phase)에서는 Dean 유동과 다른 독특한 유속 분포가 생성되는 것을 볼 수 있다. 이러한 유속 분포는 초승달 형상의 높은 유속 영역이 Dean type 유동과 달리 반대방향으로 뒤집혀져 있으며, Dean 유속 분포를 가지는 심장이완기 직전에 높은 유속영역이 상하 두 개의 영역으로 분리되는 형상으로 특징지어질 수 있다.

이러한 유속 분포는 비교적 작은 진폭(0.8R)을 가진 이상적인 사인함수 형상의 곡선관 모델 적용에도 불구하고 Wake[9]에서 보고된 in vivo 계측 결과와 매우 유사한 것을 알 수 있다. Wake는 CCA에서의 시간에 따른 유속 분포를 PC-MRI를 이용하여 계측함으로써, 실제 경동맥 유속 분포가 일반적인 CFD 해석시 입구부 경계조건 가정인 축대칭 유속 분포를 갖지 않으며 Fig. 3에서 보인 것과 유사한 Dean 유속 분포 또는 비대칭적인 독특한 형태의 유속분포를 가짐을 보고하였다.

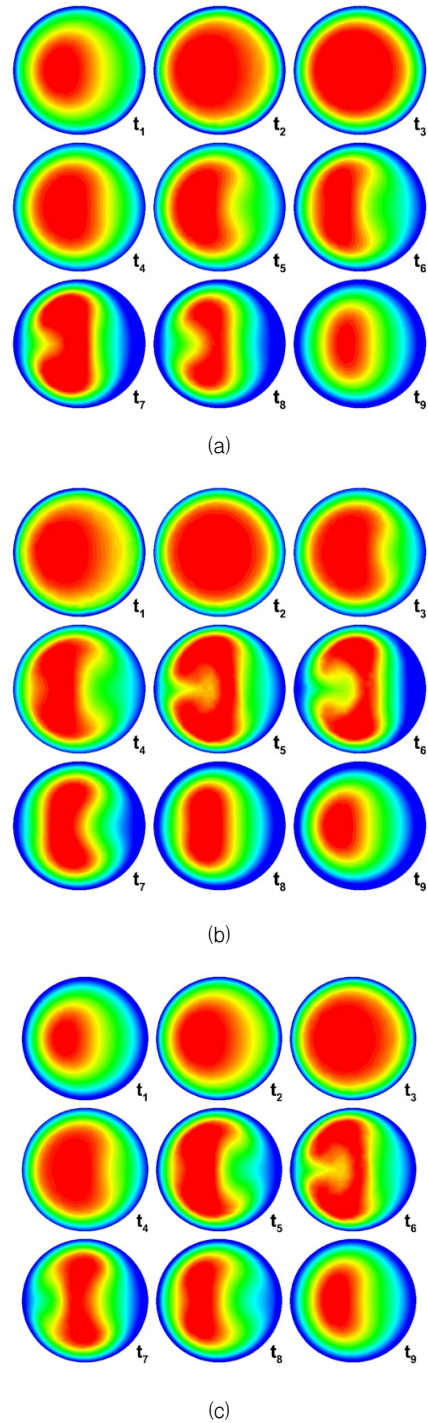


Fig. 3 Pulsatile velocity profiles from the location of maximum local curvature of a constant radius tube having the modest secondary curvature

CCA 형상에서 본 연구에 적용된 정도의 작은 진폭의 이차곡률은 흔히 관찰되는 것을 알 수 있으며[15,16], 다른 영역의 혈관에서도 쉽게 발견할 수 있다[11,17]. 그러므로 이러한 이차곡률에 의해 형성되는 혈류유동장의 특성과 혈액입자의 혼합 및 물질 전달에 미치는 영향과 관련한 추후 연구가 필요할 것으로 생각된다.

### 3.2. 경동맥 분기부에서의 혈류역학적 인자에 대한 입구부 유속 분포 경계 조건의 영향

입구부 유속 경계 조건이 경동맥 분기부 혈류유동장에 미치는 영향을 조사하기 위하여, 위의 이차 곡률에 의해 생성된 유속 분포(Fig. 3)를 세 개의 서로 다른 in vivo 경동맥 분기부 형상 모델의 CFD 해석에 적용하였다. Fig. 4는 이에 대한 시간평균 WSS 분포 결과를 나타낸다. 이러한 결과의 비교 기준을 위해서 직선관 입구부(straight pipe inlet) 가정, 즉 이상적인 축대칭 완전발달 유동인 Womersley 유속 분포 경계조건을 적용한 모델을 고려하였다.(Fig. 4(a)) 이차곡률에 의한 유속 분포를 CCA 경동맥 경계 조건으로 적용한 경우, Fig. 4에서 보는 것과 같이 기준 경우와 WSS 분포가 정성적으로 거의 유사한 결과를 얻을 수 있었으며, 입구 유속 분포 방향성의 영향 파악을 위하여 분기부 평면(bifurcation plane)에 대해 90도 회전시켜 적용한 경우에도 큰 차이를 보이지 않았다. 특히 이러한 유속 분포 경계조건 변화에 따른 경동맥 분기부에서의 WSS 분포 차이는 환자의 의료 영상으로부터 3차원 형상 모델 도출 과정에서 유기되는 오차(week2, week3)에 의한 영향에 비해 상대적으로 크지 않음을 알 수 있다. 이러한 혈관 형상 모델 3차원 도출 과정에서 유기되는 오차의 원인은 의료 영상 스캔시 발생하는 환자의 움직임 등 여러 원인에 의한 영상 허상(artifact) 및 영상 처리 과정에서 작업자 경험 및 숙련도에 따른 오차 등이 큰 부분을 차지하게 된다.

그러나 이와 달리 분기부 중심으로부터의 CCA 형상 길이를 CCA 반경의 약 3배 정도(CCA3)까지 줄인 경우, 기준 경우와 WSS 분포가 분명한 차이를 가짐을 알 수 있다.

이는 충분한 길이의 실제 in vivo CCA 형상이 적용되는 경우, 입구부 유입유동이 경동맥 분기부 영역으로 진입하기 전에 in vivo CCA 형상에 의해 충분히 발달됨을 의미한다.

Fig. 5에서는 혈관벽 근처에서 혈액 입자의 상대적 체류시간을 가리키는 혈류역학적 인자인 상대체류지수(relative residence time, RRT)에 대한 정성적 비교 결과를 보였으며, 시간 평균 WSS 분포와 동일한 경향의 결과를 얻었다. RRT는 시간평균 WSS와 교번전단지수(oscillatory shear index)의 조합으로 정의되며, Lee 등[18]은 교란된 유동(disturbed flow)을 가리키는 대표적인 단일 혈류역학적 지시자로서 적용될 수 있음을 보였다.

보다 정량적인 비교를 위하여, 일정한 크기(축 방향으로 약 1.5 mm, 원주방향으로 12개)의 사각형 패치(patch)로 경동맥 혈관 표면을 분할한 뒤 각 패치에 대한 WSS의 평균을 취하여 상대적인 비교를 하는 패치 분할 기법을 적용하였다[19]. 이를 통하여 기준 모델에 대한 WSS값의 표준 오차(root mean square)를 계산하여 Table 1에 나타내었다. 입구 유속 경계조건의 영향은 3차원 혈관 형상 도출 과정에서 유기되는 오차에 의한 영향보다 상대적으로 작으나, CCA 입구부 길이를 줄인 경우(CCA3), WSS 값의 오차가 크게 증가함을 알 수 있다.

이러한 결과는 Moyle 등[8]이 보인 혈관 직경의 약 3배 이상의 길이를 갖는 실제 환자 특정(subject-specific) CCA 입구부 형상을 적용할 경우 입구부 경계조건의 차이가 경동맥 분기부 혈류역학적 특성 해석 결과에 미치는 영향은 상대적으로 크지 않다는 결론과 같은 맥락이라고 할 수 있다.

MRI로부터 얻어진 유속 분포와 완전발달 축대칭 유속 분포의 경계조건 적용에 의해 경동맥 유동장의 뚜렷한 차이를 보고한 Wake[9,10]의 결과 또한 상대적으로 짧은 길이의 in vivo CCA 형상의 적용으로부터 비롯된 것으로 유추할 수 있으며, 이는 본 연구에서도 경동맥 분기부 중심으로부터 CCA 반경의 약 3배 길이(CCA3)로 축소된 입구부 형상을 고려하였을 때 유입 유속 분포에 의한 영향이 현저히 증가함을 확인할 수 있었다.

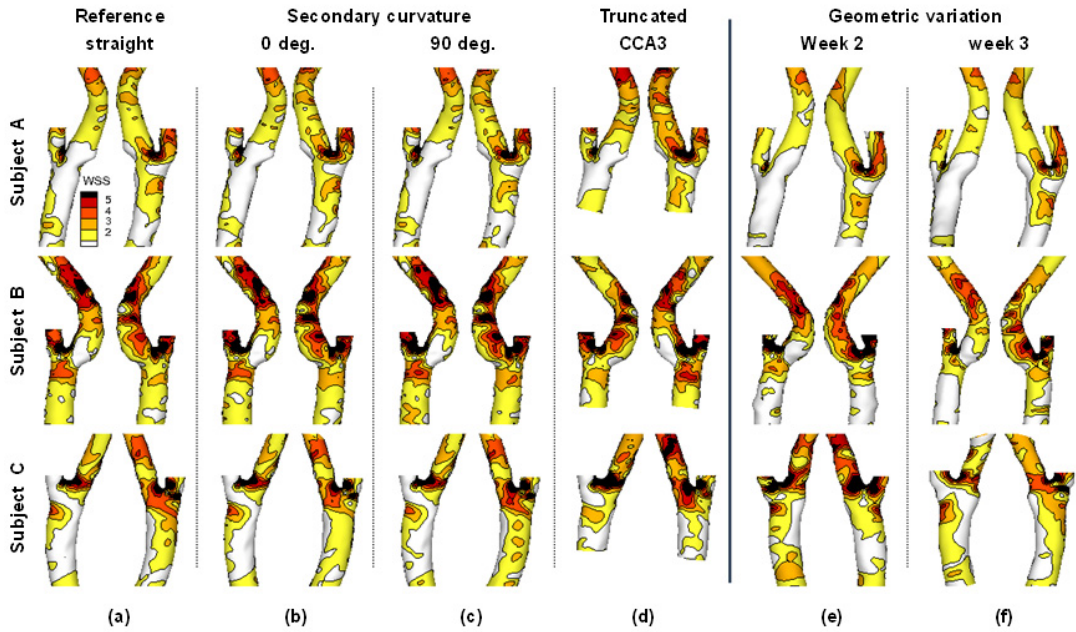


Fig. 4 Time-averaged WSS distributions based on Week 1 geometry with inlet of (a) reference, straight pipe (b) secondary curvature in bifurcation plane (c) secondary curvature out of boundary plane (d) truncated CCA at the 1.5D proximal to the flare of bifurcation (e) week 2 and (f) week3 models with straight pipe inlet

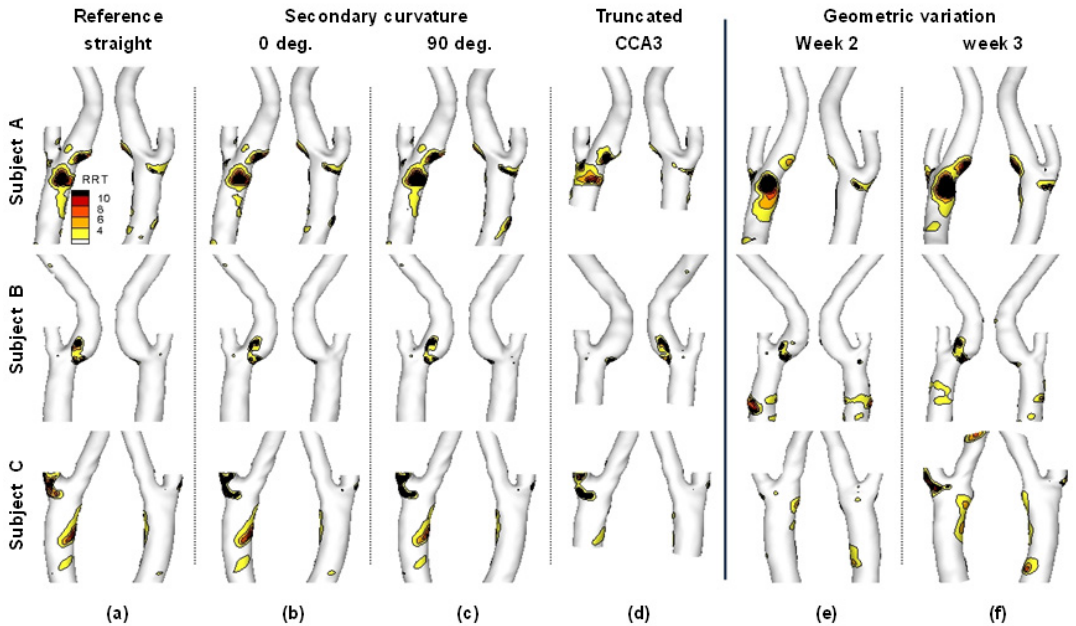


Fig. 5 Relative residence time (RRT) distributions based on Week 1 geometry with inlet of (a) reference, straight pipe (b) secondary curvature in bifurcation plane (c) secondary curvature out of boundary plane (d) truncated CCA at the 1.5D proximal to the flare of bifurcation (e) week 2 and (f) week 3 models with straight pipe inlet



Table 1 RMS differences in time-averaged wall shear stress(dyne/cm<sup>2</sup>), relative to the reference(Week 1 model with a straight inlet pipe)

WSS(dyne/cm <sup>2</sup> )	Secondary Curvature Inlet Condition			Geometric Variation	
	Bifurcation Plane	90° rotation	Truncated CCA3	Week 2	Week 3
Subject A	1.88	1.97	8.87	2.92	3.04
Subject B	2.37	2.62	8.61	8.04	5.49
Subject C	4.94	4.35	18.0	13.3	11.1
WSS(%)					
Subject A	16.8	17.6	79.4	26.2	27.2
Subject B	12.4	13.7	45.1	42.1	28.7
Subject C	16.9	14.9	61.7	46.3	38.6

4. 결론

혈관의 이차곡률에 의하여 전형적인 Dean type 유동과 다른 독특한 형태의 유속 분포가 생성될 수 있음을 확인하였으며, Myers 등[11]도 실제 관상동맥 혈류유동에서 유사한 유속분포 결과를 얻었다. 대부분의 생체 내 혈관에 있어 이러한 작은 진폭의 이차곡률이 일차적인 주 곡률에 더해져 존재하는 것이 흔히 관찰되며, 보다 광범위한 곡률 형상 파라미터를 고려한 CFD 해석을 통하여 실제 혈관 내 혈류역학적 특성에 미치는 영향에 대한 추후 연구가 필요하리라 생각된다. 이와 함께 경동맥 분기부 혈류 유동장 CFD 해석에 있어 충분한 길이의 (CCA 직경의 약 3배 이상) 실제 환자 특정 CCA 형상을 적용할 경우 축대칭 완전발달 유속 분포 경계조건의 가정은 적절한 것으로 판단된다.

후 기

이 논문은 교육과학기술부의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원(KRF-2008-331-D00079)을 받아 수행된 연구로 이에 감사드립니다.

참고문헌

[1] A. M. Malek and S. L. Alper, "Hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis," *JAMA*, Vol. 282, No. 21, pp. 2035-2042 (1999)  
 [2] D. N. Ku, D. P. Giddens, C. K. Zarins and S. Glagov, "Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation. Positive correlation between plaque location and low

oscillating shear stress," *Arteriosclerosis*, Vol. 5, No. 3, pp. 293-302 (1985)  
 [3] C. K. Zarins, D. P. Giddens, B. K. Bharadvaj, V. S. Sottiurai, R. F. Mabon and S. Glagov, "Carotid bifurcation atherosclerosis. quantitative correlation of plaque localization with flow velocity profiles and wall shear stress," *Circulation Research*, Vol. 53, No. 4, pp. 502-514 (1983)  
 [4] J. S. Milner, J. A. Moore, B. K. Rutt and D. A. Steinman, "Hemodynamics of human carotid artery bifurcations: Computational studies with models reconstructed from magnetic resonance imaging of normal subjects," *Journal fo Vascular Surgery*, Vol. 28, No. 1, pp. 143-156 (1998)  
 [5] Q. Long, X. Y. Xu, B. Ariff, S. A. Thom, A. D. Hughes and A. V. Stanton, "Reconstruction of blood flow patterns in a human carotid bifurcation: A combined CFD and MRI study," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 11, No. 3, pp. 299-311 (2000)  
 [6] D. A. Steinman, "Image-based computational fluid dynamics: a new paradigm for monitoring hemodynamics and atherosclerosis," *Curr Drug Targets Cardiovasc Haematol Disord*, Vol. 4, No. 2, pp. 183-197 (2004)  
 [7] I. Marshall, S. Zhao, P. Papathanasopoulou, P. Hoskins and Y. Xu, "MRI and CFD studies of pulsatile flow in healthy and stenosed carotid bifurcation models," *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, No. 5, pp. 679-687 (2004)

- [8] K. R. Moyle, L. Antiga and D. A. Steinman, "Inlet conditions for image-based CFD models of the carotid bifurcation: is it reasonable to assume fully developed flow?," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 128, No. 3, pp. 371-379 (2006)
- [9] A. K. Wake, "Modeling fluid mechanics in individual human carotid arteries," PhD Thesis, Georgia Institute of Technology (2005)
- [10] A. K. Wake, J. Oshinski, A. R. Tannenbaum and D. P. Giddens, "Choice of in vivo versus idealized velocity boundary conditions influences physiologically relevant flow patterns in a subject-specific simulation of flow in the human carotid bifurcation," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 131, No. 2, pp. 021013 (2009)
- [11] J. G. Myers, J. A. Moore, M. Ojha, K. W. Johnston and C. R. Ethier, "Factors influencing blood flow patterns in the human right coronary artery," *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 29, No. 2, pp. 109-120 (2001)
- [12] J. B. Thomas, J. S. Milner, B. K. Rutt and D. Steinman "Reproducibility of image-based computational fluid dynamics models of the human carotid bifurcation," *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 31, No. 2, pp. 132-141 (2003)
- [13] C. Ethier, S. Prakash, D. Steinman, R. Leask, G. Couch and M. Ojha, "Steady flow separation patterns in a 45 degree junction," *Journal of Fluid Mechanics*, Vol. 411, pp. 1-38 (1999)
- [14] P. Mineev and C. Ethier, "A characteristic/finite element algorithm for the 3-D navier-stokes equations using unstructured grids," *Comp. Meth. App. Mech. Eng.*, Vol. 178, No. 1-2, pp. 39-50 (1998)
- [15] M. D. Ford, Y. J. Xie, B. A. Wasserman and D. A. Steinman, "Is flow in the common carotid artery fully-developed?," *Physiological Measurement*, Vol. 29, No. 11, pp. 1335-1349 (2008)
- [16] L. Goubergrits, K. Affeld, J. Fernandez-Britto and L. Falcon, "Geometry of the human common carotid artery. A vessel cast study of 86 specimens," *Pathology Research and Practice*, Vol. 198, pp. 543-551 (2002)
- [17] B. M. Johnston and P. R. Johnston, "The relative effects of arterial curvature and lumen diameter on wall shear stress distributions in human right coronary arteries," *Physics in medicine and biology*, Vol. 52, pp. 2531-2544 (2007)
- [18] S.-W. Lee, L. Antiga and D. A. Steinman, "Correlations among indicators of disturbed flow at the normal carotid bifurcation," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 131, No. 6, pp. 061013 (2009)
- [19] L. Antiga and D. A. Steinman, "Robust and objective decomposition and mapping of bifurcating vessels," *IEEE Transaction of Medical Imaging*, Vol. 23, pp. 704-713 (2004)