

낭상 뇌동맥류 혈류유동에서 비뉴우토니안 유체 모델의 영향

박진석¹, 이상욱^{*2}

EFFECTS OF NON-NEWTONIAN FLUID MODEL ON HEMODYNAMICS IN CEREBRAL SACCULAR ANEURYSMS

J.-S. Park¹ and S.-W. Lee^{*2}

The importance of shear thinning non-Newtonian blood rheology on the hemodynamic characteristics of idealized cerebral saccular aneurysms were investigated by carrying out CFD simulations assuming two different non-Newtonian rheology models (Carreau and Ballyk models). To explore effects of vessel curvature, a straight and a curved vessel geometry were considered. The wall shear stress(WSS), relative residence time(RRT) and velocity distribution were compared at the different phases of cardiac cycle. As expected, blood entered the aneurysm at the distal neck and created large vortex in both aneurysms, but with higher momentum on the curved vessel. Hemodynamic characteristics such as WSS, and RRT exhibited only minor effects by choice of different rheological models although Ballyk model produced relatively higher effects.

We conclude that the assumption of Newtonian fluid is reasonable for studies aimed at quantifying the hemodynamic characteristics, in particular, WSS-based parameters, considering the current accuracy level of medical image of cerebral aneurysm.

Key Words : 낭상 뇌동맥류(Cerebral Saccular Aneurysm), 혈류역학(Hemodynamics), 비뉴우토니안 유체(Non-Newtonian Fluid), 벽전단응력(Wall Shear Stress), 전산유체역학(CFD), 맥동유동(Pulsatile Flow)

1. 서론

낭상 뇌동맥류는 뇌혈관의 일부에서 파리 모양의 비정상적인 확장 증상이 발생하는 혈관질환을 일컫으며, 출혈성 뇌졸중(hemorrhagic stroke)의 중요한 원인 중 하나로 알려져 있다. 그러나 이러한 뇌동맥류의 초기 생성 및 발달, 그리고 갑작스런 파열에 관한 생리·화학적, 생체역학적 원인은 아직까지 명백히 밝혀져 있지 않으며, 그 전반적인 진행 과정에 대한 이해도 낮은 수준에 머물러 있는 실정이다. 일반적으로는 뇌동맥류의 크기가 큰 경우 (즉 직경이 7mm 이상인 경우), 후방 뇌순환(posterior cerebral circulation) 혈관에 발생한 경우, 그리고 자각 증상이 있는 경우에 상대적으로 뇌동맥류 파열 위험

도가 높은 것으로 알려져 있지만[1-3], 이러한 기존의 뇌동맥류 파열 고위험군 범위 밖의 뇌동맥류에서도 갑작스런 파열이 흔히 보고되고 있다.

혈류 유동으로 인한 벽전단응력(wall shear stress, WSS), 변동 압력 및 유입 유동 운동량(inflow momentum) 등의 혈류역학적 인자가 중요한 역할을 하는 것으로 알려져 있으며, 이러한 상관관계를 밝히기 위하여 생체 내 생물학적 실험과 함께 수많은 실험적, 해석적 연구가 수행되어져 왔다. 특히 컴퓨터 성능의 급격한 발달과 더불어 생체 내 실험적 연구를 보완, 대체할 수 있는 의료영상 기반 전산유체역학(computational fluid mechanics, CFD)이 최근 들어 큰 관심을 받고 있으며, 이를 이용함으로써 생체 내에서 직접적으로 계측하기 어려운 상세 혈류역학적 기전에 대한 이해를 넓히고 있다.

Valencia 등[4]은 뇌기저동맥(basilar artery) 분기부에 발생한 뇌동맥류에 대하여 모혈관(parent vessel)에서의 유입 유동과 뇌동맥류 형상 각도 변화에 따른 혈류 유동장 수치해석을 수행하였으며, Steinman 등[5]은 환자(patient)의 의료영상으로부터

접수일: 2011년 3월 3일, 심사완료일: 2011년 5월 9일,

게재확정일: 2011년 5월 11일.

1 정희원, 울산대학교 일반대학원 기계자동차공학과

2 정희원, 울산대학교 기계공학부

* Corresponding author, E-mail: leesw@ulsan.ac.kr

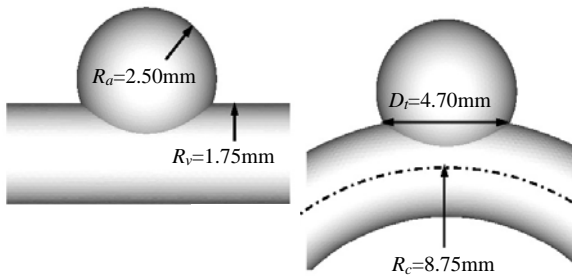


Fig. 1 Geometry of saccular aneurysms

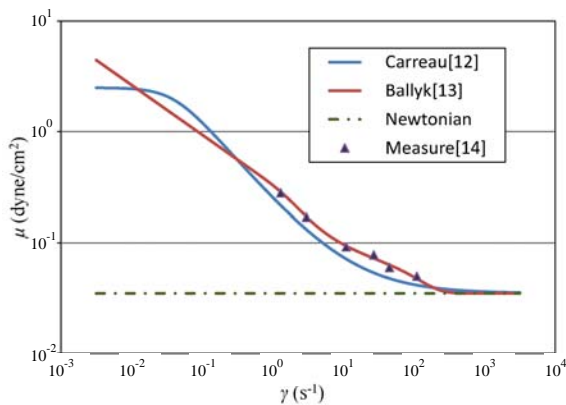


Fig. 2 Viscosity of blood with shear rate

터 직접 도출한 3차원 형상을 적용하여 거대 뇌동맥류(giant intracranial aneurysm)에서의 혈류역학적 특성 해석을 수행하였다. 특히, Sforza 등[6]은 갑작스런 파열 직전의 뇌동맥류 형상에 대한 의료영상을 적용하여 뇌동맥류의 혈류역학적 특성과 파열 위험도 사이의 상관관계를 도출하고자 시도하였다.

이러한 CFD 해석은 대부분 뉴우토니안 유체 가정을 기반으로 하고 있으나, 혈액은 일반적으로 유체 점성계수가 전단 변형률과 비선형적 반비례 관계를 갖는 전단희박(shear thinning) 특성의 비뉴우토니안 유체이다. 특히 전단변형률이 낮은 경우 ($\dot{\gamma} < 10$), 혈액의 겔보기 점성계수(apparent viscosity)가 상대적으로 급격히 증가한다. 혈류역학에 있어 비뉴우토니안 유체 특성이 미치는 영향을 이해하기 위하여 경동맥이나 관상동맥 등의 여러 영역의 혈관 형상을 고려하여 많은 연구가 수행되어져 왔다[7-9]. 경동맥이나 관상동맥 유동의 경우 상대적으로 높은 평균 레이놀즈수를 갖기 때문에 대체적으로 비뉴우토니안 유체 특성의 영향이 미미한 것으로 나타났으나, 그럼에도 불구하고 형상 및 유동 조건에 따라 국부적 혈류역학 특성(local hemodynamic characteristics)에 중요한 영향을 미칠 수 있음을 보였다.

일반적으로 뇌동맥류 유동의 경우, 뇌동맥류 내부로의 유입 유속 크기가 작고, 이로 인해 유기되는 전단변형률이 상대적으로 낮을 것으로 예측되므로, 뇌동맥류의 혈류역학적 특성 정량화에 비뉴우토니안 특성이 중요한 영향을 미칠 것으로 예측할 수 있다. 그러므로 본 연구에서는 이러한 혈액의 비뉴우토니안 유체 특성이 뇌동맥류 혈류역학에 미치는 영향을 파악하기 위하여 이상적인 수학적 형상의 낭상 뇌동맥류 형상을 적용한 비뉴우토니안 유동 CFD 해석을 수행하여 상호 비교, 분석하였다.

2. 수치 모델 및 해석 방법

2.1 수치 모델 형상

본 수치해석을 위하여 Fig. 1에 보인 것과 같이 이상적인 구(sphere) 형상의 뇌동맥류 형상을 고려하였다. 뇌동맥류가 발생한 모혈관의 형상에 따른 비뉴우토니안 유체 특성의 중요성을 비교하기 위하여 서로 다른 곡률을 가진 두 개의 모혈관을 적용하였다. 뇌동맥류 형상의 기본 체원은 Stuhne 등 [10]에서 적용된 형상을 기준으로 하였으며, 모혈관의 반경 $R_v = 1.75\text{mm}$, 뇌동맥류 반경 $R_a = 2.50\text{mm}$ 로 하였다. 또한, 뇌동맥류 목(throat) 길이(D)는 4.70mm , 곡률을 가진 모혈관의 경우, 곡률반경(R_c)를 모혈관 반경(R_v)의 5배인 8.75mm 로 적용하였다.

2.2 수치 해석 방법

2.2.1 수치 해석 및 경계 조건

본 연구의 수치해석을 위하여 2차의 사면체 요소 (quadratic tetrahedral element)를 적용한 유한요소 해석코드를 이용하였다. 수치 격자계로는 격자 크기에 따른 해의 수렴도 해석을 통하여 약 250,000개의 비교적 균일한 크기의 사면체 격자를 적용할 경우, 충분히 해의 독립성을 확인할 수 있었다. 모혈관에서의 유입 유량 맥동 파형(waveform)은 Ford 등[11]에서 적용한 PC-MRI 유량 파형을 바탕으로 생성하여 모혈관 입구부에 Womersley 유속 분포를 적용하였다. 평균 레이놀즈수는 $Re = 280$ 이고, 비정상 맥동 주기와 관련된 무차원수인 Womersley 수 $\alpha = R\sqrt{\omega/\nu} = 2.1$ 로 적용하였다. 수치해석 시 비뉴우토니안 유체의 완전발달 유동을 확보하기 위하여 충분히 긴 유동 입구부(flow extension)를 추가하였으며, 초기 과도해의 영향을 제거하기 위하여 네 번의 심장 박동 사이클에 대한 계산을 수행하여, 최종 결과 분석은 마지막 네 번째 사이클에서 얻어진 결과를 이용하였다.

2.2.2 비뉴우토니안 유체 모델

본 연구에서는 낮은 전단변형률 영역에서 다른 경향의 점

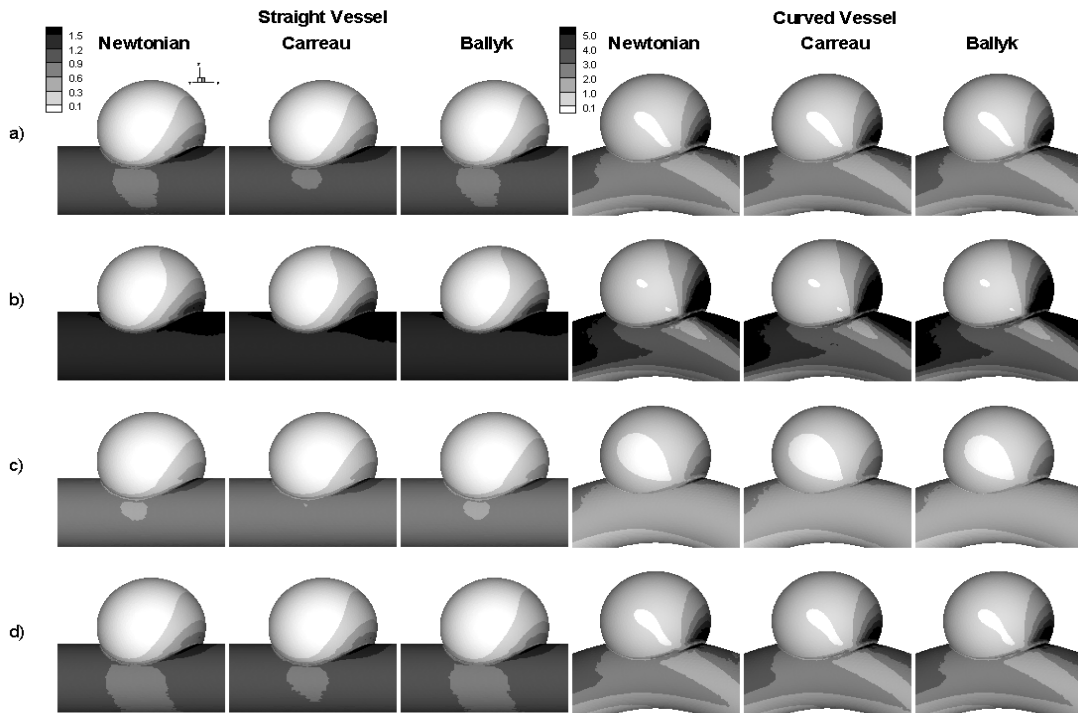


Fig. 3 Comparisons of wall shear stress (WSS; normalized with respect to WSS of Newtonian model at the parent artery) distributions (a) time-averaged (b) peak systole (c) end diastole (d) deceleration phase

성계수 곡선을 갖는 두 가지 서로 다른 전단희박 특성(shear thinning) 비뉴우토니안 모델을 적용하였다.

(1) Carreau 모델[12]

Carreau 모델은 변형된 형태의 Carreau-Yasuda 모델과 함께 여러 연구에서 혈액의 전단희박(shear-thinning) 특성을 표현하기 위해 가장 많이 적용되고 있는 모델 중 하나이며, 아래와 같은 식으로 표현된다.

$$\mu(\dot{\gamma}) = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) [1 + (\lambda\dot{\gamma})^2]^{(n-1)/2} \quad (1)$$

여기서 $\dot{\gamma}$ 는 전단변형율 Tensor의 2차 invariant이며, $\mu_{\infty} = 0.0035 \text{ kg/m}\cdot\text{s}$, $\mu_0 = 0.25 \text{ kg/m}\cdot\text{s}$, $\lambda = 25\text{s}$, $n = 0.25$ 이다.

(2) Ballyk 모델[13]

Ballyk 모델은 Power-law 모델을 바탕으로 각 파라미터들을 상수 대신 전단변형율의 함수로 적용하였으며, 이로 인하여 일반화된 Power-law 모델(generalized power-law model)이라 불린다. 특히 Ballyk 모델은 낮은 전단변형율 영역에서 상대적으로 높은 점성계수를 가지며, 50 s^{-1} 과 100 s^{-1} 의 전단변형율 사이에서 기존의 Carreau 모델에 비해 혈액의 점성 계측 실험값에 훨씬 더 잘 근사하는 것으로 알려져 있다[14].

Ballyk 모델은 아래와 같은 수식으로 표현된다.

$$\mu(\dot{\gamma}) = \lambda(\dot{\gamma})\dot{\gamma}^{n(\dot{\gamma})-1} \quad (2)$$

$$\lambda(\dot{\gamma}) = \mu_{\infty} + \Delta\mu \exp\left[-\left(1 + \frac{\dot{\gamma}}{a}\right) \exp\left(\frac{-b}{\dot{\gamma}}\right)\right] \quad (3)$$

$$n(\dot{\gamma}) = n_{\infty} + \Delta n \exp\left[-\left(1 + \frac{\dot{\gamma}}{c}\right) \exp\left(\frac{-d}{\dot{\gamma}}\right)\right] \quad (4)$$

위 식의 파라미터 값으로 각각 $\mu_{\infty} = 0.0035 \text{ kg/m}\cdot\text{s}$, $n_{\infty} = 1.0$, $\Delta\mu = 0.025 \text{ kg/m}\cdot\text{s}$, $\Delta n = 0.45$, $a = c = 70.71$, $b = 4.24$, $d = 5.66$ 을 적용하였다.

Fig. 2에서 각 비뉴우토니안 모델의 전단변형율과 점성계수 관계를 그래프로 나타내었으며, 실험계측값[14]과 비교하였다.

3. 결과 및 고찰

3.1 벽전단응력 분포

Fig. 3은 혈유변학적 점성 모델의 변화에 따른 뇌동맥류 WSS 분포의 정성적 비교를 보여준다. 모혈관으로부터 유입되는 혈류는 뇌동맥류의 원위부(distal) 혈관벽에 충돌하면서 뇌

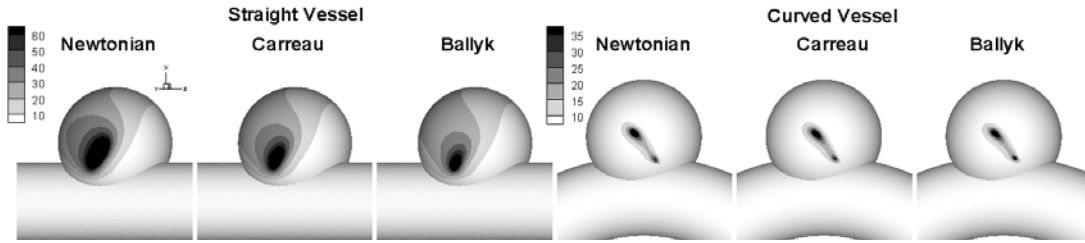


Fig. 4 Comparisons of relative residence time (RRT; normalized with respect to WSS of Newtonian model at the parent artery) distributions

동맥류 내부로 유동이 유입되므로, 뇌동맥류 원위부(distal) 혈관벽에 상대적으로 높은 WSS가 발생함을 알 수 있다. 특히 곡률을 가진 모혈관의 뇌동맥류인 경우, 모혈관의 곡률에 의한 이차 유동(secondary flow)으로 인하여 뇌동맥류 내부로의 유입유동 운동량이 증가하며, 이와 함께 WSS 크기도 직선 모혈관의 경우에 비하여 증가하는 것을 볼 수 있다. 시간평균 벽전단응력(time-averaged WSS)뿐만 아니라, 심장박동 사이클에서 최대 유입유량을 가지는 심장 수축기(systolic phase) 및 최소 유입유량의 심장 이완기(diastolic phase), 그리고 심장 수축기에 이완기로 진행되는 감속기(deceleration phase) 등 모든 위상에서, 적용된 혈액의 혈유변학적 유체 모델 종류와 상관없이 WSS 분포가 거의 유사한 것을 알 수 있다.

이러한 경향은 Fig. 4에 나타난 상대체류시간 지수(relative residence time, RRT)에서도 동일하게 나타난다. RRT는 벽전단 응력의 시간변동을 나타내는 교번전단지수(oscillatory shear index, OSI)와 시간평균 WSS의 조합으로 이루어진 혈류역학적 지수로서, 적혈구 등의 혈액입자의 혈관벽 근처에서 상대적인 체류시간을 나타내는 것으로 알려져 있다[15].

보다 정량적인 비교를 위하여 각각의 대응하는 수치 격자 점(computational node)에서 뉴우토니안 모델의 WSS 결과 값을 기준으로 비뉴우토니안 유체 모델 해석 결과와의 차이를 계산한 뒤 비교 결과를 Table 1에 나타내었다. 이 때 최소 혈류

량인 심장 이완기일 때 상대적으로 가장 큰 차이를 보이는 것을 알 수 있으며, 특히 Ballyk 모델의 경우 Carreau 모델에 비하여 상대적으로 더욱 큰 차이를 보였다. 직선 모혈관에서의 Ballyk 모델의 경우를 제외하고 모든 경우에 비뉴우토니안 유체 모델 적용에 의한 영향은 10% 이하를 나타내었다. 이러한 경향은 경동맥 분기부 유동에서의 혈유변학적 모델의 중요성을 조사한 Lee 등[7]의 결과와 동일하다. Lee 등은 경동맥 분기부 유동 CFD 해석에서 다른 혈유변학적 모델을 적용함으로써 발생하는 경동맥 분기부 혈관 WSS 분포의 차이는 실제 의료영상 3차원 형상화 과정에서 발생하는 영상 처리 오차(image processing error)로 인한 차이에 비해 상대적으로 작기 때문에 혈유변학적 모델 선정의 중요성 보다는 정확한 혈관 형상의 도출이 보다 중요함을 강조하였다.

실제 뇌동맥류의 형상 또한 매우 불규칙하고 복잡하기 때문에 최근 많은 관심을 받고 있는 환자로부터 직접 얻은 의료 영상을 기반으로 한 CFD 해석 시, 의료 영상의 해상도 및 영상 처리(image processing) 과정에서 유입되는 불가피한 오차가 존재하게 되며, 여기서 기인한 불확실성(uncertainty)은 혈액의 비뉴우토니안 특성의 중요성을 상대적으로 약화시킬 것으로 판단된다.

3.2 유속 분포

뇌동맥류 내부에서의 혈류 유속 분포 및 운동량 또한 뇌동맥류 발달 및 과열과 밀접한 상관관계를 가지는 것으로 알려져 있다. Fig. 5는 서로 다른 모혈관을 가진 뇌동맥류에서 생성되는 내부 유속분포를 나타내었다. 곡률을 가진 모혈관의 뇌동맥류에서 훨씬 강한 운동량을 가지고 뇌동맥류 내부로 혈류가 유입됨을 알 수 있다. 특히 최대 유량의 심장수축기에서 유입혈류가 뇌동맥류 원위부 입구에서 혈관벽에 상대적으로 강하게 부딪히면서 뒤쪽 뇌동맥류 혈관벽을 따라 내부로 유입되어 뇌동맥류 전체를 채우는 큰 와류(vortex)를 형성하는 것을 알 수 있다. 직선 모혈관의 경우 전체적으로 뇌동맥류 내부 유동의 유동 패턴은 곡선 모혈관 뇌동맥류의 경우와 유사하지만 유입 유동의 운동량이 상대적으로 작아 내부 유동

Table 1 RMS differences in the wall shear stress(dyne/cm²), relative to the Newtonian model

| | Carreau | Ballyk |
|------------------------|---------------|----------------|
| Straight vessel | | |
| time-averaged | 0.3181 (6.6%) | 0.4458 (9.2%) |
| peak systolic | 0.5398 (7.4%) | 0.6922 (9.5%) |
| end-diastolic | 0.2800 (8.4%) | 0.4099 (12.3%) |
| deceleration | 0.2957 (6.2%) | 0.3830 (8.0%) |
| Curved vessel | | |
| time-averaged | 1.2342 (6.5%) | 1.3619 (7.1%) |
| peak systolic | 2.5267 (7.2%) | 2.7530 (7.8%) |
| end-diastolic | 0.9722 (9.3%) | 1.0483 (10.0%) |
| deceleration | 1.3373 (6.9%) | 1.4112 (7.2%) |

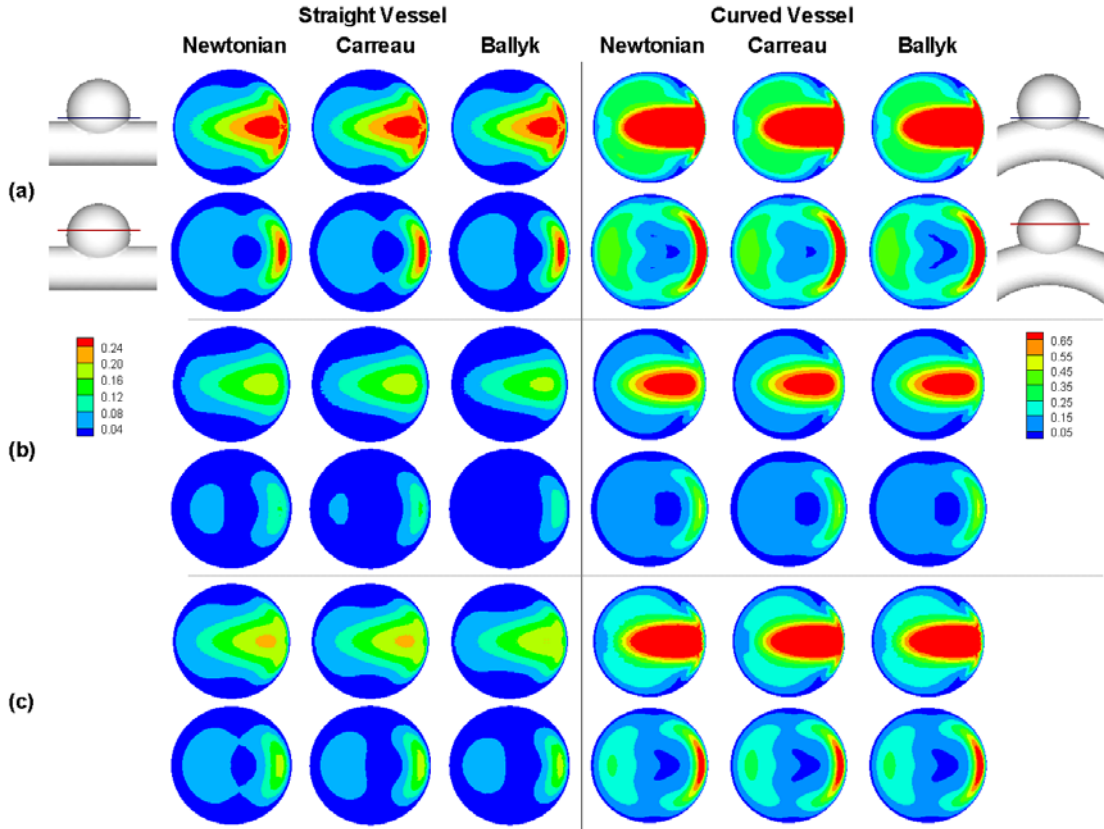


Fig. 5 Comparison of velocity magnitude (normalized with respect to time-averaged velocity at the parent artery) at the different cardiac phases (a) peak systole (b) end-diastole (c) deceleration phase

이 뇌동맥류 입구부 주위에 제한되어 있음을 알 수 있다. 비뉴우토니안 유체 모델에 의한 영향을 보면 뇌동맥류 내부와 류유동에 의하여 뇌동맥류 중심 부근에서 뉴우토니안 유체 모델의 유속 분포와 차이가 상대적으로 커짐을 알 수 있다. 특히, Ballyk 모델의 경우 Carreau 모델에 비해 비뉴우토니안 유체 영향이 크게 나타났다. 그러나 이러한 차이는 뇌동맥류 중심부에 제한되어 있어 WSS를 결정하는 혈관벽 근처에서의 유속 구배는 거의 유사하게 나타났다.

위치와 점성계수가 증가하는 혈류 재순환 유동 위치와의 상관성을 보였다. 본 뇌동맥류 유동의 경우, Fig. 5에서 예측할 수 있듯이 전단변형율이 가장 낮은 뇌동맥류 내부 중심부에서 점성계수가 상대적으로 크게 증가하여 초승달 형상(crescent shape)의 높은 점성계수 영역이 존재하는 것을 알 수 있다. 특히 직선 모혈관을 가진 뇌동맥류에서는 Ballyk 모델을 적용한 경우, 심장 이완기에서 뉴우토니안 점성계수에 비해 3배 이상으로 증가하였다.

3.3 점성계수 분포

혈액의 점성 계수는 Fig. 2에서 보는 것과 같이 전단변형율의 증가에 따라 겔보기 점성계수가 감소하는 전단희박 특성(shear thinning)을 갖는다. Fig. 6은 뇌동맥류 내부에서의 겔보기 점성계수 분포를 나타내었다. 겔보기 점성계수의 증가는 적혈구를 비롯한 혈액 구성물질의 응집 현상 발생과 관련된다. Rayz 등[16]은 MRA 데이터로부터 얻은 혈관내경 변화 데이터와 CFD 유속 분포의 비교를 통하여 혈액 초기 응고

4. 결 론

본 연구에서는 모혈관의 측면에 발생하는 낭상(saccular) 뇌동맥류 유동장에서 혈액의 비뉴우토니안 유체 특성으로 인한 영향을 이해하기 위하여 CFD 해석을 수행하였다. 낭상 뇌동맥류 내부에서 혈액의 비뉴우토니안 유체 특성은 뇌동맥류 발달 및 파열과 상관관계를 가지는 것으로 알려진 혈류역학

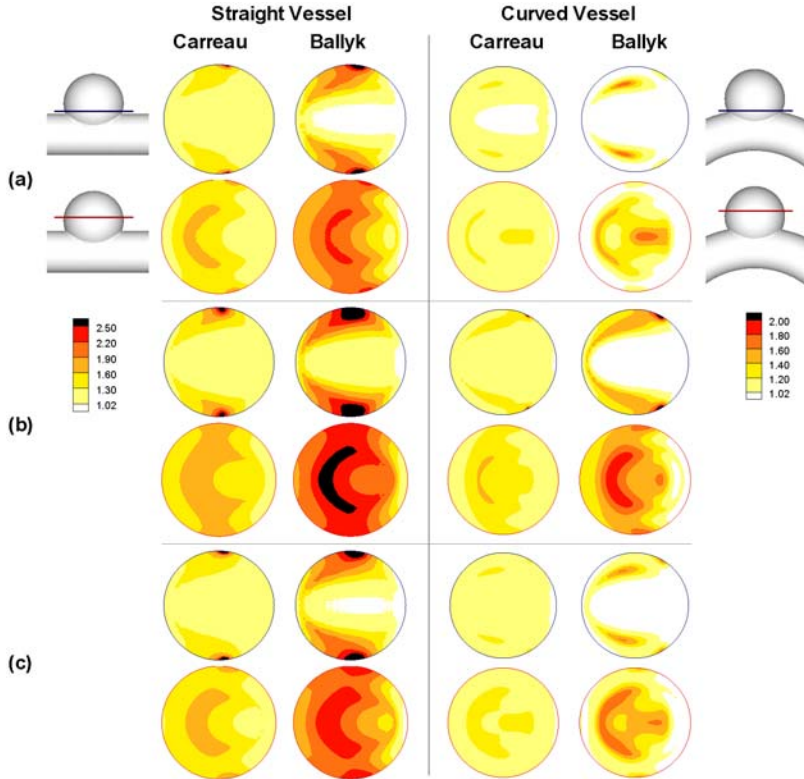


Fig. 6 Comparison of viscosity distribution (normalized with respect to Newtonian viscosity) at the different cardiac phases (a) peak systole (b) end-diastole (c) deceleration phase

적 인자, 즉 벽전단응력(WSS) 및 상대적 체류 지수(RRT)에는 미미한 영향을 미치는 것을 알 수 있었다. 그러나 와류 발생으로 인하여 뇌동맥류 중심부에서 초승달 형상(crescent shape)으로 겉보기 점성계수가 뉴우토니안 점성계수에 비해 3배 이상의 현저한 증가를 갖는 영역이 생성됨을 알 수 있었다. 그러므로 그 위치에서의 혈액 초기 응고 현상과 관련한 향후 보다 자세한 연구가 필요할 것으로 여겨진다.

후 기

이 논문은 교육과학기술부의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원(No. D00079)을 받아 수행된 연구임.

참고문헌

[1] 1998, Rinkel, G., Djibuti, M., Algra, A. and van Gijn, J. "Prevalence and risk of rupture of intracranial aneurysms: a

systematic review," *Stroke*, Vol.29, pp.251-256.
 [2] 2003, Wiebers, D., Whisnant, J., Huston, J., Meissner, I., Brown, R., Piegras, D., Forbes, G., and Thielen, K., et al., "Unruptured intracranial aneurysms: natural history, clinical outcome, and risks of surgical and endovascular treatment," *Lancet*, Vol.362, pp.103-110.
 [3] 2009, Ishibashi, T., Murayama, Y., Urashima, M., Saguchi, T., Ebara, M., Arakawa, H., Irie, K., Takao, H., and Abe, T., "Unruptured intracranial aneurysms: incidence of rupture and risk factors," *Stroke*, Vol.40, pp.313-316.
 [4] 2006, Valencia, A., Guzmán, A., Finol, E., and Amon, C., "Blood flow dynamics in saccular aneurysm models of the basilar artery," *J. Biomech. Eng.*, Vo.128, pp.516-526
 [5] 2003, Steinman, D., Milner, J., Norley, C., Lownie, S. and Holdsworth, D., "Image-based computational simulation of flow dynamics in a giant intracranial aneurysm," *AJNR Am. J. Neuroradiol.*, Vol.24, pp.559-566.
 [6] 2010, Sforza, D., Putman, C., Scrivano, E., Lylyk, P.

- and Cebal, J., "Blood-flow characteristics in a terminal basilar tip aneurysm prior to its fatal rupture," *AJNR Am. J. Neuroradiol.*, Vol.31, pp.1127-1131.
- [7] 2007, Lee, S. and Steinman, D., "On the relative importance of rheology for image-based CFD models of the carotid bifurcation," *J. Biomech. Eng.*, Vol.129 pp.273-278.
- [8] 2006, O'Callaghan, S., Walsh, M., and McGloughlin, T., "Numerical modeling of Newtonian and non-Newtonian representation of blood in a distal end-to-side vascular bypass graft anastomosis," *Med. Eng. Phys.*, Vol.28, pp.70-74
- [9] 2004, Johnston, B., Johnston, P., Corney, S. and Kilpatrick, D., "Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: steady state simulations," *J. Biomech.*, Vol.37, pp.709-720.
- [10] 2004, Stuhne, G.R. and Steinman, D.A., "Finite-element modeling of the hemodynamics of stented aneurysms," *J. Biomech. Eng.*, Vol.126, pp.382-387.
- [11] 2005, Ford, M., Stuhne, G., Nikolov, H., Habets, D. and Lownie, S., Holdsworth, D., Steinman, D.A., "Virtual angiography for visualization and validation of computational models of aneurysm hemodynamics," *IEEE Trans. Med. Imaging.*, Vol.24, pp.1586-1592.
- [12] 2005, Seo, T., Schachter, L. and Barakat, A., "Computational study of fluid mechanical disturbance induced by endovascular stents," *Ann. Biomed. Eng.*, Vol.33, pp.444-456.
- [13] 1994, Ballyk, P., Steinman, D.A. and Ethier, C., "Simulation of non-newtonian blood flow in an end-to-side anastomosis," *Biorheology*, Vol.31, pp.565-586.
- [14] 1982, Biro, G., "Comparison of acute cardiovascular effects and oxygen-supply following haemodilution with dextran, stroma-free haemoglobin solution and fluorocarbon suspension," *Cardiovasc. Res.*, Vol.16, pp.194-204.
- [15] 2004, Himburg, H., Grzybowski, D., Hazel, A., LaMack, J., Li, X., Friedman, M., "Spatial comparison between wall shear stress measures and porcine arterial endothelial permeability," *Am. J. Physiol. Heart. Circ. Phys.*, Vol.286, pp.H1916-1922.
- [16] 2008, Rayz, V., Bussel, Lawton, M., Acevedo-Bolton, G., Ge, L., Young, W., Higashida, R. and Saloner, D., "Numerical modeling of the flow in intracranial aneurysms: prediction of regions prone to thrombus formation," *Ann. Biomed. Eng.*, Vol.36, pp.1793-1804.