

유연한 경동맥 분지관에서 분지각이 혈액의 유동에 미치는 영향에 관한 연구[§]

이상훈* · 최형권**† · 유정열*

* 서울대학교 기계항공공학부, ** 서울과학기술대학교 기계공학과

Effect of Bifurcation Angle on Blood Flow in Flexible Carotid Artery

Sang Hoon Lee^{*}, Hyoung Gwon Choi^{**†} and Jung Yul Yoo^{*}

^{*} School of Mechanical and Aerospace Engineering, Seoul Nat'l Univ.,

^{**} Dept. of Mechanical Engineering, Seoul Nat'l Univ. of Science and Technology

(Received January 6, 2012 ; Revised December 11, 2012 ; Accepted January 5, 2013)

Key Words : Fluid-Structure Interaction(유체-구조 상호작용), Carotid Artery(경동맥), Bifurcation Angle(분지각), Blood Flow(혈류유동), Finite Element Method(유한요소법)

초록: 유연한 혈관벽을 가진 경동맥 분지관을 흐르는 혈액의 유동을 해석하기 위하여 비정상상태, 비압축성, 뉴턴 유체를 가정한 3 차원 유한요소해석을 수행하였다. 유체영역은 P2P1 유한요소를 사용하였으며, 격자의 움직임을 모사하기 위하여 arbitrary Lagrangian-Eulerian 기법을 적용하였다. Newmark 관계식을 이용하여 고체영역의 선형탄성 방정식의 변수들을 속도에 관한 방정식으로 간략화하였으며, 유체와 고체의 운동에 관하여 완전 결합된 공식을 얻었다. 맥동의 한 주기 동안에 혈관벽의 유연성이 유동장에 큰 영향을 미치며, 경동맥 분지각이 커짐에 따라 경동맥 공동에서 유동장의 정체영역이 더 넓게 분포한다는 연구결과를 얻었다.

Abstract: To investigate the effect of the flexible artery wall on the blood flow, three-dimensional numerical simulations were carried out for analyzing the time-dependent incompressible flows of Newtonian fluids constrained by a flexible wall. The Navier–Stokes equations for fluid flow were solved using the P2P1 Galerkin finite element method, and mesh movement was achieved using an arbitrary Lagrangian–Eulerian formulation. The Newmark method was employed for solving the dynamic equilibrium equations for the deformation of a linear elastic solid. To avoid complexity due to the necessity of additional mechanical constraints, we used a combined formulation that includes both the fluid and structure equations of motion to produce a single coupled variational equation. The results showed that the flexibility of the carotid wall significantly affects flow phenomena during the pulse cycle. The flow field was also found to be strongly influenced by the bifurcation angle.

- 기호설명 -

- C : 대류요소행렬
- D : 확산요소행렬
- E : 탄성계수
- F : 경계적분항
- G : 발산요소행렬
- K : 강성요소행렬
- M : 질량요소행렬
- p : 압력
- q, w : 가중함수

- u_s : 구조물의 변위
- v_f : 유체의 속도
- v_m : 격자속도
- $\alpha_m, \alpha_f, \beta, \gamma$: generalized- α 기법의 매개변수
- μ : 점성계수
- ν : 푸아송비
- ρ : 밀도
- ρ_∞ : 스펙트럼 반경
- σ : 응력
- τ : 전단응력

§ 이 논문은 대한기계학회 2011년도 추계학술대회(2011.

11. 2.-4., EXCO) 발표논문임

† Corresponding Author, hgchoi@snut.ac.kr

© 2013 The Korean Society of Mechanical Engineers

하첨자

- f : 유체영역
- s : 구조물영역

1. 서론

대표적인 심혈관계 질환 중의 하나인 죽상동맥 경화와 같이 국소적으로 비정상적인 혈류로 인해 발생하는 혈관질환에 대하여 수많은 실험적,⁽¹⁻⁴⁾ 수치해석적⁽⁵⁻⁹⁾ 연구가 진행되고 있다. 혈관벽의 전단응력과 혈류의 재순환영역에서 혈액의 체류시간 등은 죽상동맥경화에 큰 영향을 미치는 것으로 알려져 있다. 실제로, 경동맥 분지관과 같이 비교적 전단응력 값이 작고 혈액의 체류시간이 긴 부분에서 죽상동맥경화가 빈번하게 발생한다.

기존의 3 차원 유체-고체 연성해석 방법은 구조물과 유체의 경계면에서 정의된 절점에 대하여 유체의 속도 변수와 구조물의 변위 변수가 동시에 정의되고, 이로 인하여 운동학적 구속 조건이 추가적으로 정의되어야 하는 복잡성이 존재한다. 반면에 구조물과 유체에 대하여 모두 속도 변수를 사용하여 공식화하면, 구조물과 유체의 경계면에서 정의된 절점에서 공통의 속도 값을 가진다는 조건에 의하여 운동학적 구속 조건은 자동으로 만족되는 장점이 있다.^(10,11)

본 연구에서는 경동맥 분지관에서 혈류유동의 역학적 특성을 파악하기 위하여 경동맥 입구에서 일정한 주기를 가지고 맥동하는 파형 유량분포 조건을 주고 유체-고체 연성해석을 수행하였으며, 분지각의 변화가 경동맥 혈류유동에 미치는 영향에 대하여 연구하였다.

2. 수치해석 방법

2.1 지배방정식

단일 접근법으로 유체-구조물 상호작용 문제를 풀기 위하여 유체영역에 ALE 형식의 비압축성 Navier-Stokes 방정식을, 구조물영역에 Lagrangian 형식의 선형탄성방정식을 사용하였다.⁽¹²⁾

유체영역:

$$\begin{aligned} \nabla \cdot \mathbf{v}_f &= 0, \\ \rho_f \left[\frac{\partial \mathbf{v}_f}{\partial t} + (\mathbf{v}_f - \mathbf{v}_m) \cdot \nabla \mathbf{v}_f \right] &= -\nabla p + \nabla \cdot \boldsymbol{\tau}. \end{aligned} \quad (1)$$

구조물영역:

$$\rho_s \frac{\partial^2 \mathbf{u}_s}{\partial t^2} = \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} + \mathbf{f}. \quad (2)$$

2.1.1 공간이산화

P2/P1 유한요소를 사용하여 다음과 같이 지배방정식을 이산화하였다.

$$\int_{\Omega_f} q \nabla \cdot \mathbf{v}_f d\Omega = 0, \\ \int_{\Omega_f} \left[\mathbf{w} \cdot \rho_f \frac{\partial \mathbf{v}_f}{\partial t} + \tilde{\mathbf{w}} \cdot \rho_f \left\{ (\mathbf{v}_f - \mathbf{v}_m) \cdot \nabla \mathbf{v}_f \right\} \right. \quad (3)$$

$$\left. + \nabla \mathbf{w} : (-p\mathbf{I} + \boldsymbol{\tau}) \right] d\Omega - \int_{\Gamma} \mathbf{w} \cdot \left\{ (-p\mathbf{I} + \boldsymbol{\tau}) \cdot \mathbf{n} \right\} d\Gamma = 0,$$

$$\int_{\Omega_s} \mathbf{w} \cdot \rho_s \frac{\partial^2 \mathbf{u}_s}{\partial t^2} d\Omega + \int_{\Omega_s} \nabla \mathbf{w} : \boldsymbol{\sigma} d\Omega \\ = \int_{\Omega_s} \mathbf{w} \cdot (\boldsymbol{\sigma} \cdot \mathbf{n}) d\Gamma + \int_{\Omega_s} \mathbf{w} \cdot \mathbf{f} d\Omega. \quad (4)$$

높은 레이놀즈수로 흐르는 유동에서 안정화된 해를 얻기 위하여 유체방정식의 대류항에 streamline upwind/Petrov-Galerkin 기법을 적용하였다.⁽¹³⁾

2.1.2 시간이산화

지배방정식을 시간에 대하여 이산화하기 위해 2차 정확도를 가지며 감쇠효과를 주는 generalized- α 기법을 사용하였다.⁽¹⁴⁾ 다음과 같이 미지수는 시간미분과 관계된 항에서는 α_m 지점에서 계산되고, 나머지 항에서는 α_f 지점에서 계산된다.

$$\left(\frac{\partial \mathbf{v}_f}{\partial t} \right)^{n+1-\alpha_m} = (1-\alpha_m) \left(\frac{\partial \mathbf{v}_f}{\partial t} \right)^{n+1} + \alpha_m \left(\frac{\partial \mathbf{v}_f}{\partial t} \right)^n, \quad (5)$$

$$\begin{aligned} &\left\{ -(\mathbf{v}_f - \mathbf{v}_m) \cdot \nabla \mathbf{v}_f + \nabla \boldsymbol{\tau} \right\}^{n+1-\alpha_f} \\ &= (1-\alpha_f) \left\{ -(\mathbf{v}_f - \mathbf{v}_m) \cdot \nabla \mathbf{v}_f + \nabla \boldsymbol{\tau} \right\}^{n+1} \\ &+ \alpha_f \left\{ -(\mathbf{v}_f - \mathbf{v}_m) \cdot \nabla \mathbf{v}_f + \nabla \boldsymbol{\tau} \right\}^n. \end{aligned} \quad (6)$$

Generalized- α 기법을 적용하여 식 (3)과 (4)를 행렬형태로 표현하면 아래와 같다.

$$\begin{aligned} [\mathbf{G}_f] \mathbf{v}_f^{n+1-\alpha_f} &= 0, \\ [\mathbf{M}_f] \left(\frac{\partial \mathbf{v}_f}{\partial t} \right)^{n+1-\alpha_m} + [\mathbf{C}_f] \mathbf{v}_f^{n+1-\alpha_f} + [\mathbf{D}_f] \mathbf{v}_f^{n+1-\alpha_f} \\ &= [\mathbf{F}_f] \mathbf{v}_f^{n+1-\alpha_f}, \end{aligned} \quad (7)$$

$$[\mathbf{M}_s] \left(\frac{\partial \mathbf{v}_s}{\partial t} \right)^{n+1-\alpha_m} + [\mathbf{K}_s] \mathbf{u}_s^{n+1-\alpha_f} = [\mathbf{F}_s] \mathbf{u}_s^{n+1-\alpha_f}. \quad (8)$$

Newmark 관계식을 이용하여 식 (8)의 가속도와 변위를 속도변수를 이용한 식으로 변경하면 다음과 같다.

$$\left(\frac{\partial v}{\partial t}\right)^{n+1} = \frac{1}{\gamma\Delta t}(v^{n+1} - v^n) - \frac{1-\gamma}{\gamma}\left(\frac{\partial v}{\partial t}\right)^n, \quad (9)$$

$$u^{n+1} = u^n + \frac{\Delta t}{\gamma}[\beta v^{n+1} + (\gamma - \beta)v^n] + \frac{\Delta t^2}{2\gamma}(\gamma - 2\beta)\left(\frac{\partial v}{\partial t}\right)^n. \quad (10)$$

최종적으로 식 (1), (2)는 다음과 같이 표현된다.

$$[G_f]v_f^{n+1-\alpha_f} = 0, \quad \left\{\frac{(1-\alpha_m)}{\gamma\Delta t}[M_f] + (1-\alpha_f)[C_f + D_f]\right\}v_f^{n+1} = [M_f]\left\{\frac{(1-\alpha_m)}{\gamma\Delta t}v_f^n + \left[\frac{(1-\alpha_m)(1-\gamma)}{\gamma} - \alpha_m\right]\left(\frac{\partial v_f}{\partial t}\right)^n\right\} - \alpha_f[C_f + D_f]v_f^n + [F_f]^{n+1-\alpha_f}, \quad (11)$$

$$\left[\frac{(1-\alpha_m)}{\gamma\Delta t}[M_s] + \frac{(1-\alpha_f)\beta\Delta t}{\gamma}[K_s]\right]v_s^{n+1} = [F_s]^{n+1-\alpha_f} + [M_s]\left\{\frac{(1-\alpha_m)}{\gamma\Delta t}v_s^n + \left[\frac{(1-\alpha_m)(1-\gamma)}{\gamma} - \alpha_m\right]\left(\frac{\partial v_s}{\partial t}\right)^n\right\} + [K_s]\left[-u_s^n - \frac{(1-\alpha_f)(\gamma - \beta)\Delta t}{\gamma}v_s^n - \frac{(1-\alpha_f)(\gamma - 2\beta)\Delta t^2}{2\gamma}\left(\frac{\partial v_s}{\partial t}\right)^n\right]. \quad (12)$$

여기서 유체와 구조물 영역에서 높은 주파수의 소산을 제어하기 위하여 매개변수 α_m , α_f , β , γ 를 도입하였으며, 유체영역과 구조물 영역에서 각각 다음과 같이 정의되었다. (14, 15)

유체영역:

$$\alpha_m = \frac{1}{2}\frac{3\rho_\infty - 1}{1 + \rho_\infty}, \alpha_f = \frac{\rho_\infty}{1 + \rho_\infty}, \gamma = \frac{1}{2} - \alpha_m + \alpha_f. \quad (13)$$

구조물영역:

$$\alpha_m = \frac{2\rho_\infty - 1}{1 + \rho_\infty}, \alpha_f = \frac{\rho_\infty}{1 + \rho_\infty}, \gamma = \frac{1}{2} - \alpha_m + \alpha_f, \quad (14)$$

$$\beta = \frac{1}{4}[1 - \alpha_m + \alpha_f]^2.$$

2.2 유체방정식과 구조물방정식의 결합

본 기법은 유체-구조물 경계면에서 공통의 속도 값을 공유하고 있으므로, 운동학적 구속조건이 자동적으로 만족된다. 유체-구조물 경계면에 대하여 식 (11)과 (12)를 합하면, 변위를 기반으로 한 기법과는 달리 유체와 구조물 방정식의 응력항 $[F_f]$ 와 $[F_s]$ 를 계산할 필요가 없다. 따라서 유체-구조물 경계면에 인접한 요소에 대하여 변수들이 강하게 결합된 전체 식이 도출된다.

3. 결과 및 토의

3.1 코드 검증

3.1.1 유연한 관에서 파의 전파

코드를 검증하기 위하여 유연한 관에서 파의 전파를 해석하였다. (16, 17) 직경 $D = 0.02$ m, 혈관벽의 두께 $t = 0.002$ m, 혈관길이 $L = 0.1$ m, $E = 1 \times 10^6$ Pa, $\nu = 0.3$, $\rho_f = \rho_s = 10^3$ kg/m³, $\mu = 4 \times 10^{-3}$ N·s/m² 로 큰 혈관에서 혈액의 흐름과 유사하게 형상과 물성치를 정하였다. 관형상의 개략도는 Fig. 1 과 같으며, 유체영역에 약 67,000 개와 구조물영역에 약 38,000 개의 사면체 유한요소를 사용하였다. 시스템의 초기조건은 $p = 0$ Pa, $U = 0$ m/s 이고, $t = 0$ 에서 왼쪽 끝에서 압력이 5 kPa 로 주어져서 시간의 흐름에 따라 압력파가 하류로 전파된다. Figure 2 와 같이 외벽의 변위가 기존의 연구결과와 매우 잘 일치하고 있음을 알 수 있다. 압력파의 전파속도는 엄밀해와 비교하여 단지 약 2% 느리다.

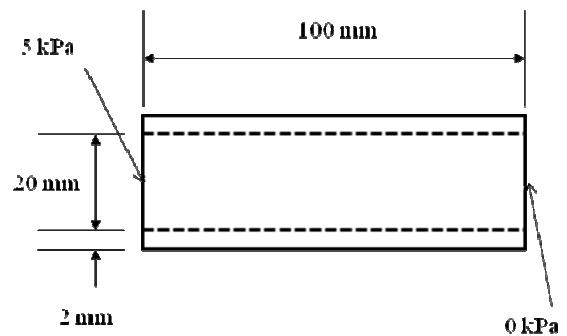


Fig. 1 Schematic of tube geometry

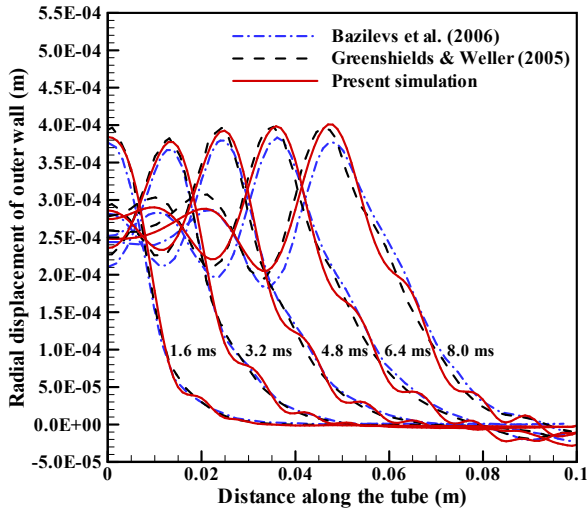


Fig. 2 Radial displacement of outer wall along the tube

3.1.2 단단한 경동맥 분지관을 흐르는 정상상태 유동

경동맥 분지관의 개략도를 Fig. 3에 나타내었다. 계산은 기존연구⁽¹⁸⁾의 유동조건과 같은 조건에서 진행되었다. CCA 입구에서의 레이놀즈수는 270 이고, ICA의 유량에 대한 ECA의 유량비는 0.45이다. 유체밀도 $\rho = 1.41 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$, 점성계수 $\mu = 2.9 \times 10^{-3} \text{ N}\cdot\text{s/m}^2$ 이며, 뉴턴유체로 가정하였다. 혈관벽에 점착조건을 주고, 입구와 출구에 모두 포물선 형태의 속도조건을 주었다. 유체영역에 약 28,000개, 구조물영역에 약 8,000개의 사면체 유한요소를 사용하였으며, A와 B 지점에서 ICA 축방향 속도분포를 Fig. 4에 나타내었다. ICA의 내측벽에서 높은 전단응력이 발생하는 반면, ICA의 외측벽에서는 낮은 전단응력이 발생하는 것을 알 수 있다. ICA 외측벽에서 보이는 느린 속도는 넓어지는 유동장의 형상으로 인한 역압력구배의 발생이 그 원인이다. 하류에서는 유동장이 좁아지게 되면서 평평했던 ICA 축방향 속도분포가 다시 증가하고 속도의 최대값을 가지는 부분이 관의 중앙으로 이동하게 된다. 이와 같이 ICA 축방향 속도의 크기 및 형태를 살펴봤을 때, 기존의 연구결과와 매우 잘 일치함을 알 수 있다.

3.2 분지각이 유동장에 미치는 영향

단단한 혈관벽을 가진 경동맥 분지관내 혈류 해석 결과는 유연한 혈관벽의 경우보다 벽전단응력이 더 크게 측정되고, 맥동에 따른 유동장의 분포도 달라지기 때문에⁽⁷⁾ 유연한 혈관벽을 가정하여 해석해야 할 필요가 있다. 따라서 유연한 혈관벽

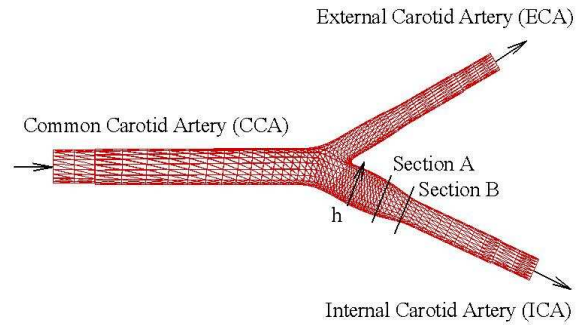
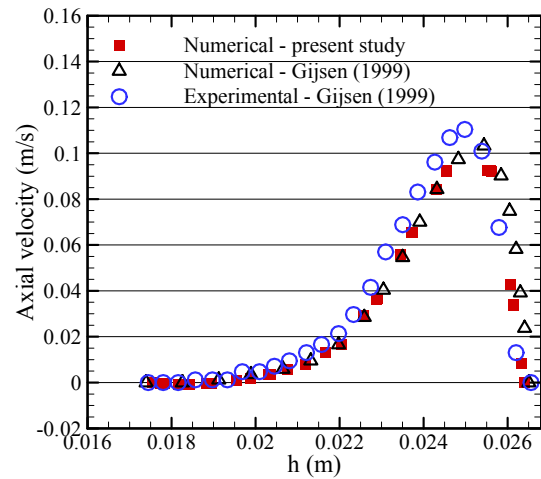
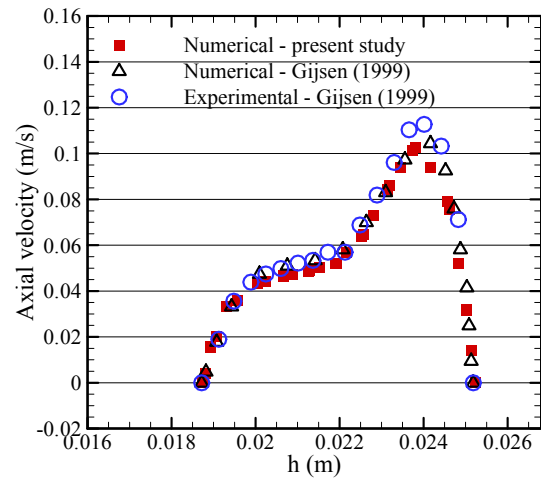


Fig. 3 Schematic of carotid bifurcation



(a)



(b)

Fig. 4 The axial velocity distribution. (a) Section A; (b) Section B

을 고려하여 경동맥 분지관내 혈류 유동을 계산하였다. 경동맥 분지관의 개략도는 Fig. 5와 같으며, 35°, 55°, 85°의 세 가지 각도에 따른 유동장의 변화를 살펴보았다. 경계조건으로는 유동장 입구에 Fig. 6과 같이 맥동하는 유량조건을 주었으

며,⁽⁴⁾ 외경동맥 출구에는 일정한 압력조건을 부여하고, 내경동맥 출구에는 traction-free 경계조건을 부여하였다. 본 연구에서 적용한 경계조건은 수학적으로 문제가 없으나, 실제에 더욱 근접하게 혈류유동 문제를 해석하기 위해서는 경동맥 원위부 혈관의 저항특성 등을 고려해야 하며⁽¹⁹⁾ 따라서 실제 현상과는 차이가 존재할 수 있다. 기존연구의 조건과 같이 입구의 평균 레이놀즈수는 300이며, 실제와 가까운 경계조건을 적용하기 위하여 Womersley 속도분포를 주었다. 혈액의 물성치는 앞의 단단한 분지관의 경우와 같이 주었고, 혈관벽의 두께는 0.7 mm,^(20,21) $E = 5 \times 10^5$ Pa, $\nu = 0.49$ 로 주었다.⁽²²⁾ 본 계산에서 사용한 시스템의 CPU 는 3.2 GHz Intel Xeon CPU 이며, 메모리는 한 case 당 약 700MB 를 차지하였다. 유체-고체 연성 해석시 시간 간격은 10^{-5} s 이며, 한 주기의 해석 시간은 약 5일이 소요되었다.

35°, 55° 와 85° 의 분지각에서 최대속도 단계와 감속단계에 대한 ICA 축방향 속도분포를 Fig. 7 에 나타냈다. 모든 단계에 걸쳐 85° 의 경우가 55° 의 경우나 35° 의 경우보다 공동주위의 속도가 더 느리고, 역류가 발생하는 지점이 CCA 에 더 가깝다. 또한 분지각의 차이로 인하여 85° 의 경우가 55° 의 경우나 35° 의 경우보다 외측벽에 속도가 정체되는 구간이 더 넓게 분포하게 된다.

이는 Fig. 8 에서 2 차유동을 비교함으로써 잘 이해할 수 있다. 즉, 85° 의 경우에는 급격한 유동 방향의 변화로 인하여 55° 의 경우나 35° 의 경우보다 더 심한 2 차유동이 발생하고, 최대 속도의 위치도 내측벽 쪽으로 쏠리는 C 형태의 축방향 속도분포가 발생하고 외측벽 쪽의 유동은 거의 정체된 상태가 된다. 따라서 분지각이 큰 경우가 작은 경우보다 경동맥 공동 외측벽에서 죽상동맥경화가 발생할 위험이 커짐을 알 수 있다. Figure 9 는 평균벽전단응력 분포를 나타낸 그림으로, 분지각이

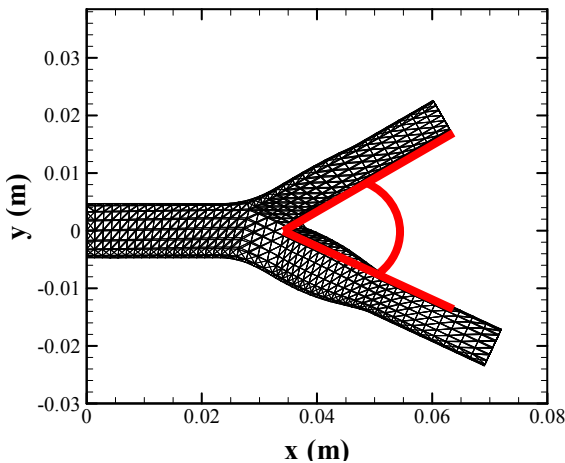


Fig. 5 Schematic of carotid bifurcation

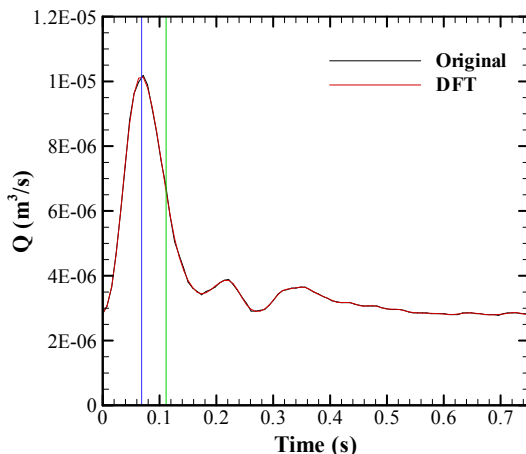


Fig. 6 Waveform of assigned flow rate

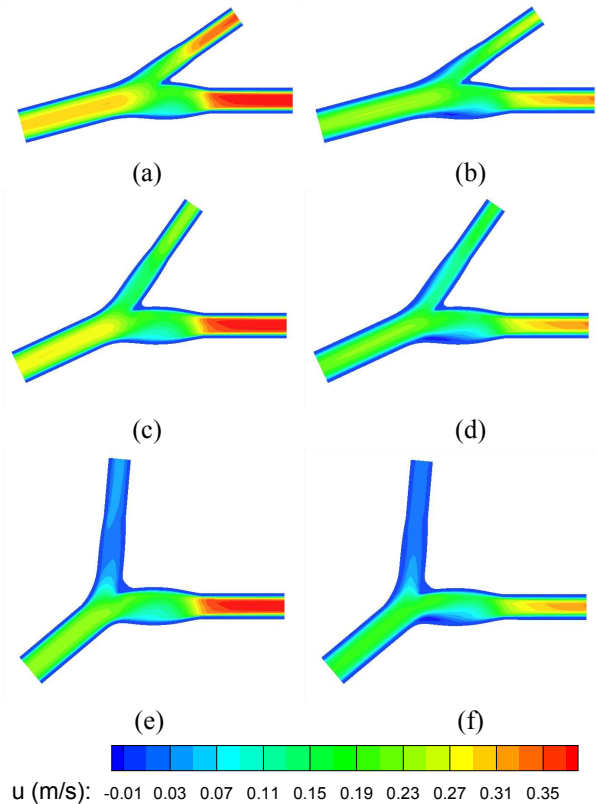


Fig. 7 The axial velocity contour. (a) 35° case at peak phase (blue line in Fig. 6); (b) 35° case at decelerating phase (green line in Fig. 6); (c) 55° case at peak phase; (d) 55° case at decelerating phase; (e) 85° case at peak case; (f) 85° case at decelerating phase

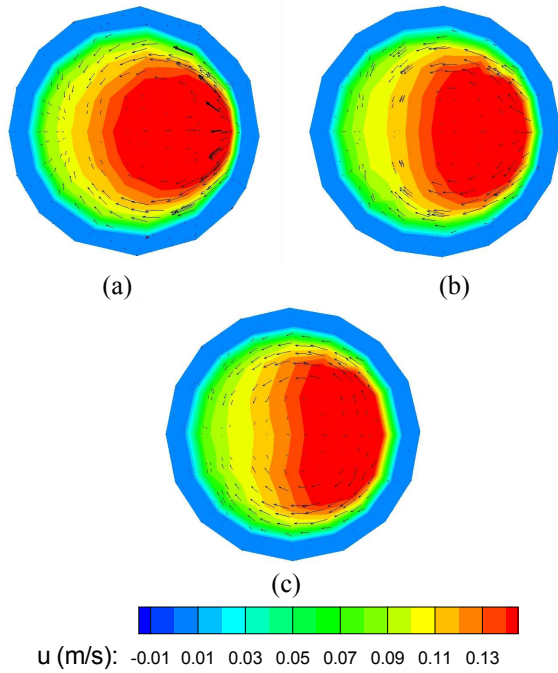


Fig. 8 Secondary flow velocity at the center region of sinus during peak phase. (a) 35° case; (b) 55° case; (c) 85° case

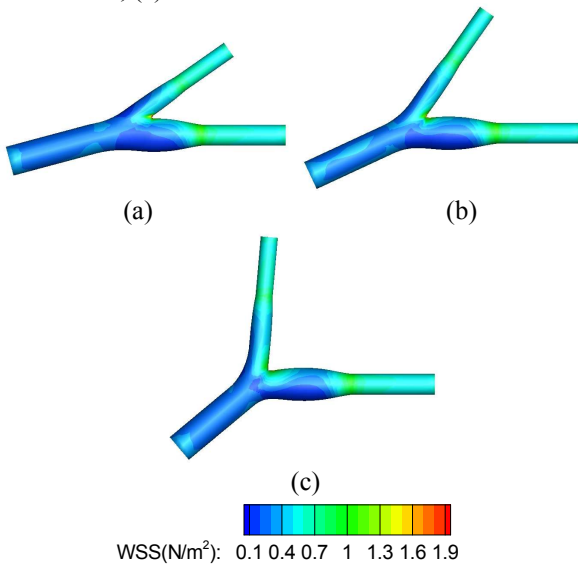


Fig. 9 Mean wall shear stress distribution. (a) 35° case; (b) 55° case; (c) 85° case

작아질수록 낮은 평균벽전단응력이 내경동맥 상류 부위로 더 넓게 분포하게 된다. 따라서 내경동맥 상류부위에서는 분지각이 작은 경우가 큰 경우보다 죽상동맥경화가 발생할 위험이 더 커짐을 알 수 있다.

4. 결론

유연한 경동맥 분지관내 혈류유동을 계산하기

위하여 유체-구조물 상호작용을 해석하였다. 코드는 유연한 관에서 압력파의 전파를 계산한 기존연구와 비교함으로써 검증하였으며, 기존연구와 매우 잘 일치하는 결과를 얻었다. 또한 경동맥 분지관에서 혈류의 속도분포도 기존연구와 매우 잘 일치하였다. 유연한 관을 흐르는 혈류유동은 분지각에 따라 경동맥 공동 근처에서 유동현상이 상이하였으며, 분지각이 커짐에 따라 유동이 정체되는 영역도 넓어지게 되어 경동맥 공동 외측벽에서 죽상동맥경화의 위험이 커짐을 보였다. 반면에 내경동맥 상류부위에서는 분지각이 작은 경우가 죽상동맥경화의 위험이 더 크다고 예측할 수 있다.

후 기

이 논문은 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원 (2009-0079936 & 2010-0029613) 및 한국과학기술정보연구원의 지원에 의해 연구되었습니다 (KSC-2010-C1-0025).

참고문헌

- (1) Caro, C. G., Fitz-Gerald, J. M. and Schroter, R. C., 1971, "Atheroma and Arterial Wall Shear Dependent Mass Transfer Mechanism for Atherogenesis," *Proc. Roy. Soc. Lond. Biol. B*, Vol. 177, pp. 109~159.
- (2) Bharadvaj, B. K., Mabon, R. F. and Giddens, D. P., 1982, "Steady Flow in a Model of the Human Carotid Bifurcation. Part I: Flow Visualization," *J. Biomech.*, Vol. 32, pp. 349~362.
- (3) Bharadvaj, B. K., Mabon, R. F. and Giddens, D. P., 1982, "Steady Flow in a Model of the Human Carotid Bifurcation. Part II: Laser-Doppler Measurements," *J. Biomech.*, Vol. 32, pp. 362~378.
- (4) Ku, D. N., Giddens, D. P., Zarins, C. K. and Glagov, S., 1985, "Pulsatile Flow and Atherosclerosis in the Human Carotid Bifurcation," *Arteriosclerosis*, Vol. 5, pp. 293~302.
- (5) Perktold, K. and Resch, M., 1990, "Numerical Flow Studies in Human Carotid Artery Bifurcation: Basic Discussion of the Geometric Factor in Atherogenesis," *J. Biomed. Eng.*, Vol. 12, pp. 111~123.
- (6) Perktold, K., Peter, R. O., Resch, M. and Langs, G., 1991, "Pulsatile Non-Newtonian Flow in Three-Dimensional Carotid Bifurcation Models: A Numerical Study of Flow Phenomena Under Different Bifurcation Angles," *J. Biomed. Eng.*, Vol. 13, pp. 507~515.
- (7) Perktold, K. and Rappitsch, G., 1995, "Computer Simulation of Local Blood Flow and Vessel

- Mechanics in a Compliant Carotid Artery Bifurcation Model,” *J. Biomech.*, Vol. 28, pp. 845~856.
- (8) Urquiza, S. A., Blanco, P. J., Venere, M. J. and Feijoo, R. A., 2006, “Multidimensional Modelling for the Carotid Artery Blood Flow,” *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, Vol. 195, pp. 4002~4017.
- (9) Kim, C. S., Kiris, C., Kwak, D. and David, T., 2006, “Numerical Simulation of Local Blood Flow in the Carotid and Cerebral Arteries Under Altered Gravity,” *J. Biomech. Eng.*, Vol. 128, pp. 194~202.
- (10) Kuhl, E., Hulshoff, S. and de Borst, R., 2003, “An Arbitrary Lagrangian Eulerian Finite Element Approach for Fluid-Structure Interaction Phenomena,” *Int. J. Numer. Methods Engrg.*, Vol. 57, pp. 117~142.
- (11) Kim, H. G., 2010, “A New Coupling Strategy for Fluid-Solid Interaction Problems by Using the Interface Element Method,” *Int. J. Numer. Methods Engrg.*, Vol. 81, pp. 403~428.
- (12) Lee, S.H., Choi, H.G. and Yoo, J.Y., 2012, “Finite Element Simulation of Blood Flow in a Flexible Carotid Artery Bifurcation,” *J. Mech. Sci. Tech.*, Vol. 26, pp. 1355~1361.
- (13) Codina, R., Onate, E. and Cervera, M., 1992, “The Intrinsic Time for the Streamline Upwind/Petrov-Galerkin Formulation Using Quadratic Elements,” *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, Vol. 94, pp. 239~262.
- (14) Chung, J. and Hulbert, G. M., 1993, “A Time Integration Algorithm for Structural Dynamics with Improved Numerical Dissipation: the Generalized- α Method,” *J. Appl. Mech.*, Vol. 60, pp. 371~375.
- (15) Jansen, K. E., Whiting, C. H. and Hulbert, G. M., 2000, “A Generalized- α Method for Integrating the Filtered Navier-Stokes Equations with a Stabilized Finite Element Method,” *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, Vol. 190, pp. 305~319.
- (16) Greenshields, C. J. and Weller, H. G., 2005, “A Unified Formulation for Continuum Mechanics Applied to Fluid-Structure Interaction in Flexible Tubes,” *Int. J. Numer. Methods Engrg.*, Vol. 64, pp. 1575~1593.
- (17) Bazilevs, Y., Calo, V. M., Zhang, Y. and Hughes, T. J. R., 2006, “Isogeometric Fluid-Structure Interaction Analysis with Applications to Arterial Blood Flow,” *Comput. Mech.*, Vol. 38, pp. 310~322.
- (18) Gijssen, F. J. H., van de Vosse, F. N. and Janssen, J. D., 1999, “The Influence of the Non-Newtonian Properties of Blood on the Flow in Large Arteries: Steady Flow in a Carotid Bifurcation Model,” *J. Biomech.*, Vol. 32, pp. 601~608.
- (19) Vignon-Clementel, I. E., Figueroa, C. A., Jansen, K. E. and Taylor, C. A., 2006, “Outflow Boundary Conditions for Three-Dimensional Finite Element Modeling of Blood Flow and Pressure in Arteries,” *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, Vol. 195, pp. 3776~3796.
- (20) Selzer, R. H., Mack, W. J., Lee, P. L., Kwong-Fu, H. and Hodis, H. N., 2001, “Improved Common Carotid Elasticity and Intima-Media Thickness Measurements from Computer Analysis of Sequential Ultrasound Frames,” *Atherosclerosis*, Vol. 154, pp. 185~193.
- (21) Tada, S. and Tarbell, J. M., 2005, “A Computational Study of Flow in a Compliant Carotid Bifurcation—Stress Phase Angle Correlation with Shear Stress,” *Ann. Biomed. Eng.*, Vol. 33, pp. 1219~1229.
- (22) Nichols, W. W. and O'Rourke, M. F., 2005, “McDonald's Blood Flow in Arteries: Theoretical, Experimental and Clinical Principles,” Hodder Arnold Publishers.