

FSI 기법을 적용한 인체 회전 시 협착 혈관에서의 혈류 특성

조성욱* · 김승욱*† · 노경철** · 유홍선*

* 중앙대학교 기계공학부, ** 동양대학교 철도차량 학과

Study of Blood Characteristics in Stenosed Artery under Human Body Rotation by Using FSI Method

Seong Wook Cho*, Seungwook Kim*†, Kyoung Chul Ro** and Hong Sun Ryou*

* School of Mechanical Engineering, Chung-Ang Univ.,

** Rail Way Vehicle Engineering, Dong Yang Univ.

(Received August 14, 2012 ; Revised January 25, 2013 ; Accepted January 28, 2013)

Key Words: Fluid-Structure Interaction(유체-구조물 상호작용), Blood Flow(혈류), Stenosis(협착), Rotational Effect(회전효과)

초록: 본 논문에서는 FSI(Fluid-Structure Interaction)기법을 이용하여 인체 회전의 영향을 고려한 혈류와 혈관벽의 거동을 이해하기 위한 수치해석을 수행하였다. 혈관은 협착률이 50%이고 편심이 없는 형상이며 인체 회전 효과를 묘사하기 위하여 혈관 주축에 대해 2~6 rps의 회전을 가하였다. 협착과 축 회전의 영향으로 나선형, 비대칭 유동이 강체와 FSI 모델에서 모두 나타났다. 그러나 FSI 모델에서 혈관벽 움직임의 영향으로 혈류의 주기적, 과도적 차이가 발생했다. 특히 혈관 내 경화반의 진전과 경화반 위험성을 나타내는 대표적인 인자로 알려진 유동 재순환 영역이 감소하였다. 혈관벽의 움직임은 협착과 회전효과와 마찬가지로 유동 재순환 영역의 생성에 영향을 미친다.

Abstract: In this study, we performed a numerical analysis to investigate the effect of rotation on the blood flow and arterial wall behavior by using the FSI (fluid-structure interaction) technique. The geometry of the artery included 50% stenosis at the center. To simulate the rotational effect, 2~6 rps of axial velocity was applied to the arterial model. A spiral wave and asymmetric flow occurred due to the stenosis and axial rotation both in the rigid body model and in the FSI model. However, the arterial wall motion caused periodic and transient blood flow changes in the FSI model. The FRZ (fluid recirculation zone) decreased in the FSI model, which is a known predictor for the formation and vulnerability of plaque. Therefore, it is observed that arterial wall motion also influences the generation of the FRZ.

1. 서론

동맥경화증은 혈관의 내막에 콜레스테롤과 같은 물질이 침착하고 내피 세포의 증식이 일어난 결과 죽종(atheroma)이 형성되는 혈관 질환을 말한다. 동맥경화 현상이 진행될수록 혈관의 지름이 좁아지게 되며, 최악의 경우에는 혈관이 막히게 되어 혈액순환의 장애가 발생된다. 이러한 동맥경화증은 혈관 내 혈류에 큰 영향을 미치고 심장이나 뇌로 가는 혈액의 양을 감소시켜 다양한 순환계 질

환이 발생하며 심할 경우 사망에까지 이르게 한다. 특히 동맥 경화증과 같이 혈관 질환을 앓고 있는 사람의 경우 신체의 움직임에 의해 혈압의 변동이 정상인의 경우보다 크며 심각한 경우, 순간적으로 혈류량이 감소되었을 때 의식을 잃거나 일시적 시력 및 청력 감퇴, 심한 어지럼증 등이 나타날 수 있다.⁽¹⁾ 또한 심장에 붙어 있는 심혈관의 경우 심장의 주기적 운동으로 인해 큰 움직임을 가지는 것으로 알려져 있으며,⁽²⁾ 이러한 혈관의 움직임은 병진(translation), 스트레칭(stretching), 굽힘(bending), 비틀림(twisting), 확장(expansion), 축 방향 회전(axial rotation)등으로 분류된다.⁽³⁾ 이와 같이 혈관은 신체의 움직임이나 장기의 운동으로 인해 병진이나 비틀림, 회전 등의 상황에 놓이게 되며, 이러한

† Corresponding Author, nicekims@wm.cau.ac.kr

© 2013 The Korean Society of Mechanical Engineers

혈관에서의 혈류 특성을 규명하기 위해서는 신체의 움직임의 모사를 비롯하여 혈관 및 혈류에 대한 연구가 함께 고려되어야 한다. Zeng 등⁽²⁾과 Ramaswamy 등⁽³⁾은 심장 운동이 관상동맥에 미치는 영향을 규명하기 위하여 서로 다른 심장주기에서 측정된 혈관 조영 사진을 이용하여 혈관의 형상을 재구성 하였다. 신체의 움직임에 의한 혈류 특성에 관한 연구로는 주기적 가속 상황에 대한 연구가 활발히 진행되었다.⁽⁴⁻⁸⁾ 인체의 회전 효과의 경우 피겨 스케이팅 선수나 비보이등이 제자리 선회 동작을 수행할 때 최대 8 rps 이상의 축 방향 회전 속도를 지속적으로 받게 된다.⁽¹²⁾ 특히 경동맥의 경우 기하학적 위치로 인하여 혈관 축이 축 방향 회전상태와 유사한 하중 상태를 받게 된다. 그러나 다른 인체의 움직임 효과에 비해 인체 혈관의 축 방향 회전에 의한 영향을 고려한 연구는 많지 않다. 인체 회전의 영향에 관한 연구로, Imao 등⁽⁹⁾은 축 회전 하는 원형 관과 물을 이용한 실험 연구를 통해 반경 방향(radial direction) 속도와 축 방향(axial direction) 속도의 비에 따라 불안정한 내부 유동이 발생할 수 있음을 보여 주었다. 또한 Kikuyama 등⁽¹⁰⁾은 축 회전 하는 관 내부 유체의 레이놀즈수가 작은 층류 영역에서도 층류와 난류의 천이 현상이 발생한다고 보고하였다. 그러나 이 연구들은 뉴턴 유체(Newtonian fluid)인 물을 이용하였으며 혈액을 모사하기 위해서는 내부 유체를 비 뉴턴 유체(non-Newtonian fluid)로 취급 하는 것이 합리적이다. 일반적으로 혈액은 적혈구의 응집 및 변형으로 인하여 유체 전단율(shear-rate) 증가에 따라 점성이 줄어드는 점탄성 유체의 특성을 가지고 있으며, 특히 협착을 가진 혈관에서는 혈관 단면적 변화에 따라 전단율 변화가 더욱 크게 나타나기 때문에 반드시 비뉴턴 유체로 고려되어야 한다.⁽¹¹⁾ Sung 등⁽¹²⁾은 협착 혈관에서의 축 회전이 가해진 수치 해석 연구를 통해 협착부위의 급격한 축 방향 속도(axial velocity)와 회전에 의한 접선방향 속도(tangential velocity)의 영향으로 인하여 협착부 이후에 나선형 유동(spiral wave)과 비대칭 유동이 발생할 수 있음을 제시하였으나, 혈관의 탄성을 고려하지는 않았다. 미국 심장 협회⁽¹³⁾의 보고에 따르면 혈관은 고유의 탄성을 가지고 있으며, 혈관의 탄성에 의해 경동맥(carotid artery)의 경우 약 3~15% 정도의 반경 방향 변위가 발생하는 것으로 알려져 있다.

유체-구조물 연성 기법(FSI : Fluid-Structure Interaction)은 유동 해석을 위한 전산유체(CFD) 기법

과 구조물의 해석을 위한 유한요소(FEM) 해석을 동시에 사용하는 방법으로 동맥과 같은 혈관벽의 움직임과 혈류 특성을 모두 고려해야 되는 해석에 적합하다.^(14,15) Caro 등⁽¹⁶⁾의 연구에 의하면 대동맥(aorta)은 탄성체와 유사한 거동을 보이며 탄성계수(elastic modulus)는 약 0.2~1.2 MPa 정도의 범위를 가지는 것으로 보고했으며, Perktold 등⁽¹⁷⁾은 0.361 MPa의 탄성계수를 적용하여 경동맥 분기 관에서 혈류 특성을 연구하여, 분기점에서 반경 대비 최대 16% 변위 및 최대 응력이 발생하는 것을 보여주었다. Zhao 등⁽¹⁸⁾은 MRI 를 이용하여 생성한 5 종류 경동맥에 대하여 0.24~0.43 MPa의 탄성계수를 적용하였으며 모든 경우에서 협착이 생긴 부분에서 낮은 벽 전단응력(low wall shear stress)과 높은 기계적 응력이 함께 발생한다고 보고하였다. Tada 등⁽¹⁹⁾은 탄성 계수가 0.5 MPa인 경동맥에서의 응력주기(stress phase angle)와 전단 응력 (shear stress)의 상관관계를 연구하였으며, 혈관벽의 움직임의 모사를 위하여 Tang 등⁽²⁰⁾과 Gao 등⁽²¹⁾은 Mooney-Rivlin 모델을 이용하였으며, Leach 등⁽²⁹⁾은 Demiray 타입의 변형 에너지-밀도 함수를 이용하였다.

인체 회전의 영향에 의한 혈류의 특성에 관하여 혈관벽의 움직임과 응력등과 같은 기계적 거동을 함께 고려한 연구는 많이 이뤄지지 않고 있다. 혈관과 같은 유연관의 혈류 특성 연구를 위해서는 혈관벽의 움직임을 고려한 수치 해석이 필요하며 혈관의 기계적 특성에 대한 연구가 수반되어야 한다. 따라서 본 연구에서는 협착을 가진 경동맥에서 인체 회전의 효과를 규명하기 위하여 혈관을 초당 2 ~ 6 회전을 시켰으며 혈관벽의 움직임을 고려하기 위하여 양방향 FSI 기법을 적용한 수치 해석 연구를 수행하였다.

2. 수치 모델

2.1 형상 및 격자 생성

협착 혈관의 단면과 격자 구조(grid system)는 Fig. 1에 상세히 나타나 있다. 혈관은 경동맥의 형상을 모사하였으며 협착부는 혈관의 중심부에서 1D 상류(upstream)와 1D 하류(downstream)사이에 위치한다. 협착의 형상은 식 (1)에 표현된 Young의 모델을 이용하여 생성하였다. 혈관의 직경(D, diameter)은 8 mm 이고 협착률(stenosis rate)은 50 %이며 편심을 가지지 않는다. 또한 혈관벽의 두께는 협착이 없는 부분에서는 0.8 mm 이며 협착부에서는 최대 2.8 mm 이다.

$$R(z) = [R - aR(1 + \cos \pi(z - z_1)/z_0)] \quad (1)$$

여기서 a 는 협착률, z_0 은 협착부 길이의 절반, z_1 은 협착부로부터 1D 만큼의 축 방향 위치를 말한다. 격자 독립성 시험을 통해 유체 격자의 경우 434,808 (hexahedral) 요소, 고체의 경우 28,800 (8-node) 요소를 선정하였다.⁽¹²⁾

2.2 혈관벽 모델

경동맥은 평균 혈관 직경의 3~15% 정도의 확장을 하며 이 정도 범위의 확장은 탄성 모델로 표현하는 것이 적합하다.⁽²²⁾ 혈관벽은 탄성(elastic), 등방성(isotropic), 비압축성(incompressible) 및 등질(homogeneous) 재료로 간주하였다. 혈관벽의 밀도는 1050 kg/m^3 , 푸아송 비는 0.49, 탄성계수 0.5 MPa 를 적용하였으며 대변형 이론을 적용하였다.⁽¹⁶⁾ 또한 식 (2-5)의 평형 방정식과 경계조건이 적용되었다.

$$\sigma_{ij,j}^s = 0 \quad (2)$$

$$d_{innerwall}^s = d_{innerwall}^f \quad (3)$$

$$\sigma_{ij,j}^s \cdot n_j |_{outerwall} = 0 \quad (4)$$

$$\sigma_{ij,j}^s \cdot n_j |_{innerwall} = \sigma_{ij,j}^f \cdot n_j |_{innerwall} \quad (5)$$

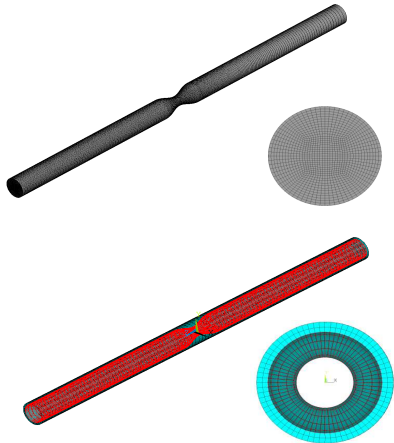
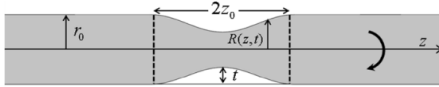


Fig. 1 Schematic view and grid system of the stenosed arterial model

여기서 d^s, d^f 및 $\sigma_{ij}^s, \sigma_{ij}^f$ 는 각각 고체, 유체의 변위 및 응력텐서를 말한다. 하첨자, j 는 j 번째 변수에 대한 미분을 의미하며 n_j 는 j 번째 면의 단위법선 벡터를 의미한다. 또한 혈관의 입구와 출구의 자유도를 구속 하였다.

2.3 혈류 모델

혈류 특성을 규명하기 위해 질량과 운동량 보존 방정식이 필요하여 혈액의 특성을 표현하기 위해 비뉴턴 점성과 맥동성(pulsatile) 유동이 반드시 고려되어야 한다. 이때 축 방향 회전과 원심력은 운동량 방정식의 추가 성분으로 나타난다.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \vec{\nabla} \cdot (\rho \vec{v}) = 0 \quad (6)$$

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho \vec{v}) + \vec{\nabla} \cdot (\rho \vec{v} \otimes \vec{v}) = -\vec{\nabla} p + \vec{\nabla} \cdot (\bar{\tau}) - \rho w \times (w \times r) \quad (7)$$

비뉴턴 유체를 모사하기 위해 까레유(Carreau) 점성 모델을 사용하였다. 이 모델은 전단율 텐서의 두 번째 불변량을 이용하여 유체를 표현하며 이는 혈액 유동의 특성을 표현하기에 적합한 모델이다.^(8,23)

$$\bar{\tau} = \eta \dot{\gamma} \quad (8)$$

여기서 η 는 점성, $\dot{\gamma}$ 는 전단율을 의미한다. 전단율은 식 (9)과 같이 표현되며 점성 η 는 식 (10)으로 표현된다.

$$\dot{\gamma} = \sqrt{\frac{1}{2} \sum_i \sum_j \dot{\gamma}_{ij} \dot{\gamma}_{ji}} \quad (9)$$

$$\eta = \eta_\infty + (\eta_0 - \eta_\infty) \times [1 + (\lambda \dot{\gamma})^2]^{(n-1)/2} \quad (10)$$

여기서 η_0 는 영 전단 점성계수(0.056 Pa·s), η_∞ 는 무한 전단 점성계수(0.00345 Pa·s)이며 λ 는 시간상수(3.313 s), n 은 멱급수 지수(0.356)이다.

또한 양방향 3-D FSI 모델에서 맥동에 의한 유연관의 변형은 내부 유동장의 체적을 변화 시킨다. 유동장의 체적변화에 대응하기 위해 유연관의 체적을 변화시키는 내부 압력 변화에 대해 변하는 밀도를 적용해야 한다.⁽²⁴⁾ Slightly 압축성(compressible) 유체 밀도를 표현하는 식 (11)은 다

음과 같다.

$$\rho = \rho_0 + \frac{P_{abs} - 1}{\kappa} \quad (11)$$

여기서 ρ 는 유체의 밀도이며 ρ_0 는 기준 유체 밀도 (reference fluid density), P_{abs} 는 유체의 절대 압력(atm), κ 는 체적 압축계수($108.0 \text{ m}^2/\text{s}^2$)를 의미한다.

경계조건으로 혈관벽에서 점착 조건(no-slip condition)을 적용시켰으며 혈류 특성을 규명하기 위해 맥동 형태의 유동을 혈관의 입구에 적용하였다.⁽²⁵⁾ Fig. 2 는 혈관 입구에 적용된 맥동 형태의 속도 분포를 설명하는 그림으로 맥동 주기($t_p = 1 \text{ s}$)에 대한 축 방향 속도의 변화를 보여주고 있다. 맥동 주기에 대한 평균 동점성 계수는 $0.007864 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ 이고 최대 속도는 0.2 m/s 이다. 이때 적용된 기준 유체 밀도는 1100 kg/m^3 이다. 출구의 경우 압력 경계 조건을 적용하였으며 전체 영역의 초기 속도는 맥동의 수축기 때($t/t_p = 0$)의 속도를 적용하였으며 회전의 영향을 파악하기 위하여 움직이는 벽 (moving wall) 조건을 사용하여 혈관벽이 회전하는 효과를 적용하였다.⁽²⁶⁾

2.4 FSI 기법

혈관벽의 움직임과 혈류 특성을 규명하기 위해 상용 해석 프로그램인 ANSYS 와 ANSYS CFX (ANSYS ver. 12.0)을 이용하였다. ANSYS 는 구조해석을 위해 사용되었으며 ANSYS CFX 는 유동해석을 위해 사용되었다. FSI 기법에서 두 소프트웨어는 연성되어 계면을 통하여 정보를 주고받는다. 순차적인 방법의 경우 해석 대상의 물리영역을 하나씩 순차적으로 풀고, 그 과정을 수치적 에러의

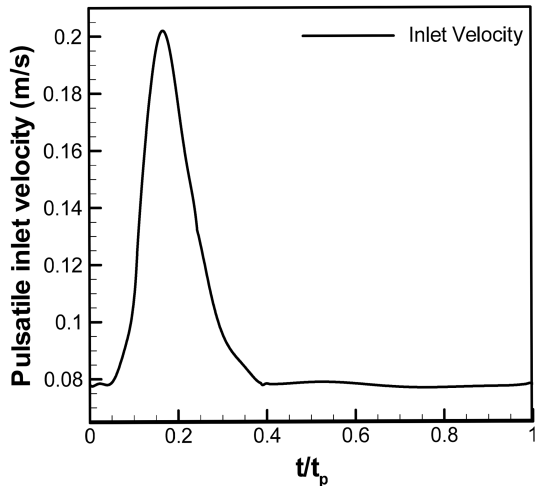


Fig. 2 Pulsatile inlet velocity profile

허용치가 만족될 때까지 반복적으로 계산한다. 이 과정에서 Arbitrary Lagrangian-Eulerian (ALE) 정식화 기법이 적용되어 유체 유동의 임시적인 변화들에 대해 구조해석을 수행하고 계면의 격자망을 수정하여 다시 유체 유동을 계산하는 과정을 계면의 경계조건이 만족될 때까지 반복하여 수행한다.

본 연구에서는 순차적 양방향 FSI 기법을 사용하였으며 계산결과 수렴성을 고려해 총 4 주기 (4 s) 시간에 대해 0.005 s의 시간 증분(time step)을 적용하여 수치해석을 수행하였다.

3. 결과 및 고찰

인체 회전을 모사하기 위해 혈관의 축 방향 회전에 사용된 각속도는 2, 4, 6 rps(revolution per second)이며 혈관벽의 탄성 계수는 0.5 MPa 이다. 그 외의 재료 물성치 및 경계 조건은 모든 경우에서 동일하게 적용했으며 과도적인 혈류 특성을 이해하기 위해 맥동의 서로 다른 시간대($t/t_p = 0.16, 0.18, 0.20, 0.40, 0.80$)의 결과를 검토하였다. 또한 혈관벽의 움직임의 영향을 이해하기 위해 강체 모델(rigid body model)과 FSI 모델을 비교 분석 하였다.

3.1 회전의 영향

협착을 가진 혈관에서 축 회전의 영향으로 나선형 유동과 비대칭 유동이 야기 될 수 있다고 알려져 있다. Imao 등⁽⁹⁾은 축 회전하는 관에 대한 실험 연구를 통해 반경 방향 속도와 축 방향 속도의 비

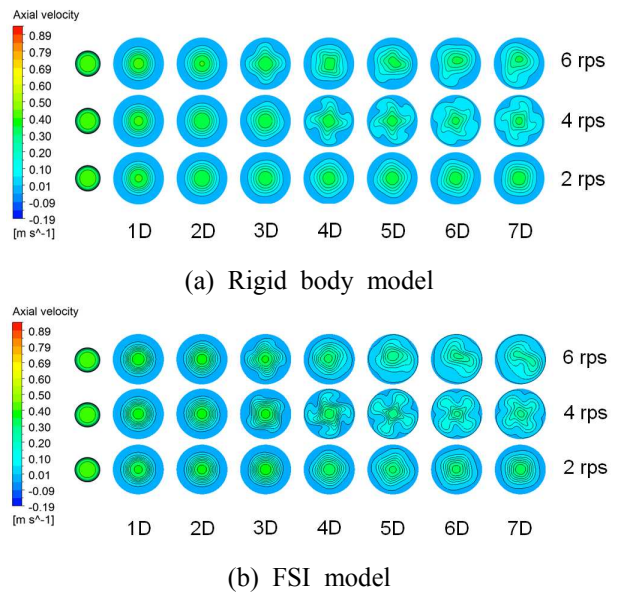


Fig. 3 Contour plots of the axial velocity as variation on the angular velocity at systole($t/t_p = 0.4$)

인 회전율(rotation rate)에 따라 나선형 유동이 생성되고 소멸되는 것을 보였으며 Sung 등⁽¹²⁾은 협착을 지닌 혈관에서 회전의 영향에 대한 수치 실험 연구를 통해 협착의 영향과 회전의 영향이 동시에 나타날 때 불안정한 유동이 발생할 수 있다고 보고하였다. 즉, 관내 유동은 회전과 협착의 영향에 따라 나선형 유동과 비대칭 유동이 발생할 수 있음을 의미한다. 이러한 경향은 강체 모델과 유사하게 FSI 모델에서도 나타난다.

Fig. 3은 혈관의 수축기($t/t_p = 0.40$) 때 협착 하류 영역에서 축 방향 속도를 도시한 그림이다. 각 속도의 크기가 4 rps 이상인 경우 강체 모델과 FSI 모델에서 나선형 유동과 비대칭성 유동이 나타난 것을 알 수 있다. 이는 나선형 유동과 비대칭성이 강해지는 수축기 때부터 축 방향 속도가 정체되고 상대적으로 회전의 영향이 커져 혈관의 움직임이 완만해 지기 때문이다.

3.2 탄성 혈관의 영향

혈관벽의 움직임은 내부 압력 변화의 주기와 일치한다. Fig. 4는 혈관의 입구 부근($z = -56 \text{ mm}$)의 압력, 변위 및 단면적 변화의 시간이력을 설명하는 그림으로 혈관벽이 내부 압력의 직접적인 영향을 받는 것을 의미하며 이러한 혈관벽의 움직임은 다시 내부 유동의 변화를 야기한다. Fig. 5는 협착으로부터 1D 하류 영역에서의 평균 압력 변화에 대한 시간이력을 설명하는 그림으로 강체 모델의 경우와 비교하여 FSI 모델의 압력의 크기 및 최대 압력의 발생 시간의 차이가 나타나는 것을 설명하고 있다. 강체 모델에서의 내부 압력은 초기 입구 속도의 증가에 따라 커지며 고정된 혈관내에 분포하지만 FSI 모델의 경우 혈관을 확장시키는데 사용되며 이에 확장된 혈관은 유량 보존을 위해 다시 내부 압력을 증가 시킨다. 이러한 작용은 강체 모델의 경우보다 최대 압력의 크기를 증가시키며 최대 압력에 도달하는 시기, 즉 혈관의 탄성에 의한 복원력이 내부 압력보다 커지는 시기를 늦춰 두 모델 사이의 압력 분포의 주기적 차이를 유발한다. 이후 혈관벽이 수축하고 입구 속도가 감소하면서 강체 모델의 경우보다 빠르게 내부 압력이 감소하며 줄어든 단면적으로 인해 최저 압력 또한 감소한다.

강체 모델과 FSI 모델간의 과도적 물리량 및 주기차이는 속도 분포에서도 나타난다. Fig. 6은 협착부에서 강체 모델과 FSI 모델의 속도분포에 대한 시간이력을 설명하는 그림으로 강체 모델의 최대 속도는 0.804 m/s 로 입구 속도 분포의 정점

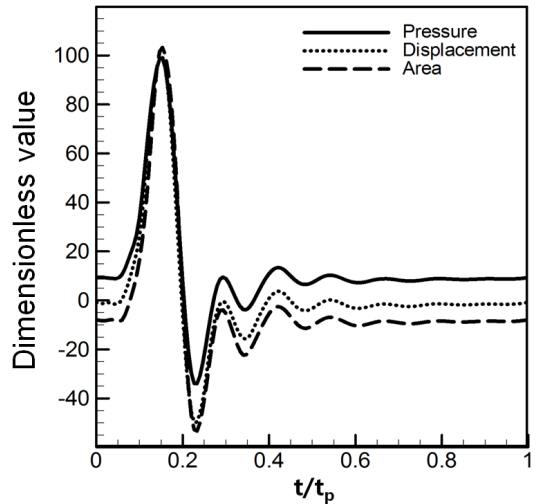


Fig. 4 Time history of pressure, displacement and area at upstream of stenosis ($z = -56 \text{ mm}$, 4 rps)

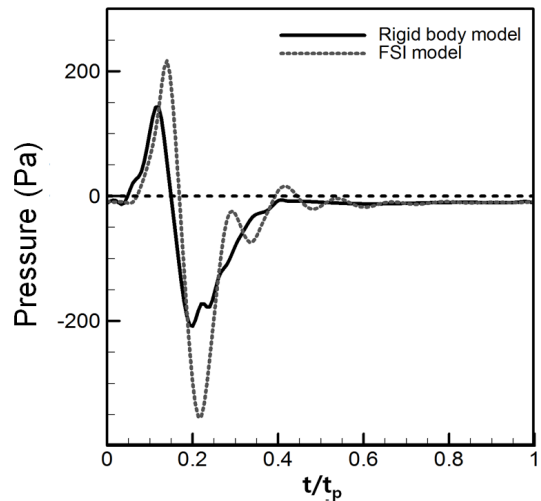


Fig. 5 Time history of pressure at downstream of stenosis ($z = 8 \text{ mm}$, 4 rps)

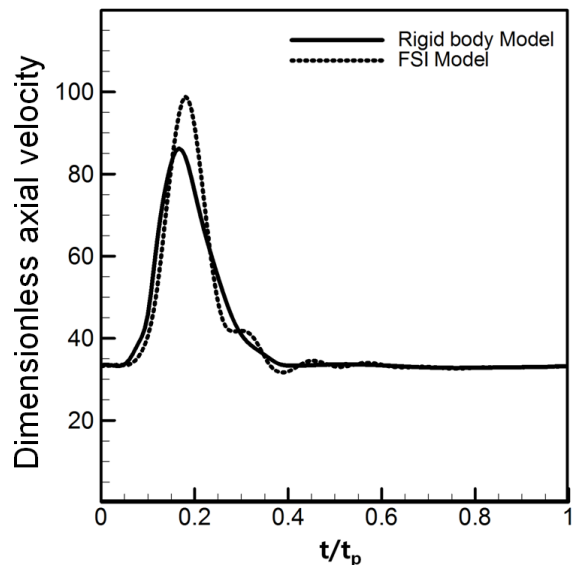


Fig. 6 Time history of axial velocity at stenosis

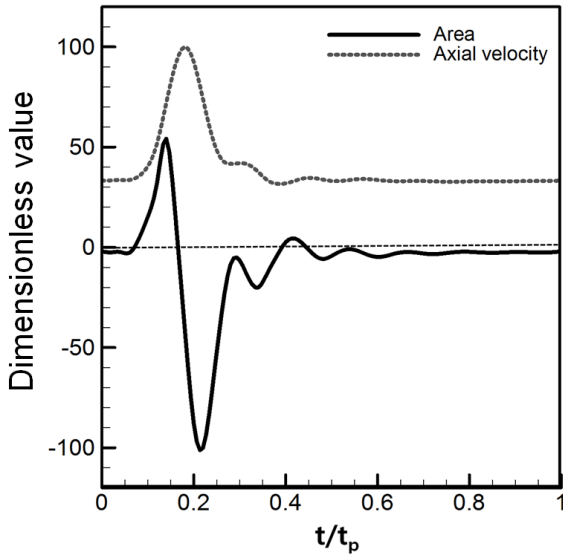


Fig. 7 Time history of area and axial velocity at downstream of stenosis(z = 8 mm, 4 rps)

인 $t/t_p = 0.16$ 에서 발생했으나 FSI 모델의 경우 최대 속도는 0.874 m/s 로 강체 모델과 비교하여 약 9% 증가하였으며 최대 속도의 발생 주기는 $t/t_p = 0.18$ 로 나타났다. 이러한 현상은 혈관벽의 움직임과 속도 변화의 시간이력을 보여주는 Fig. 7 을 통해 설명이 가능하다.

내부 속도는 초기 입구 속도의 증가에 따라 속도와 단면적이 함께 증가하나 혈관의 단면적은 $t/t_p = 0.14$ 이후부터 혈관 탄성에 의한 복원력이 내부 압력에 의한 팽창력보다 증가하여 수축하기 시작한다. 혈관 단면적의 감소는 입구 속도의 정점 시간($t/t_p = 0.16$)이 지났음에도 내부 유동의 속도를 증가시켜 $t/t_p = 0.18$ 에서 최고 속도가 발생되며 이후에도 혈관벽은 수축하지만 입구 속도가 크게 감소하면서 1D 하류에서의 축 방향 속도가 감소하는 것을 알 수 있다.

이처럼 혈관벽의 확장과 수축에 대한 진동주기는 내부 유동과 혈관의 탄성에 의해 결정되며 이는 다시 내부 유동의 변화를 유발시키고 여기서 발생하는 변화는 누적되어 강체 모델과 FSI 모델의 내부 유동의 과도적 크기 및 주기적 차이를 야기한다. Fig. 8 은 협착의 영향으로 협착 하류 부근에서 유동 재순환 영역이 생성된 것을 설명하는 그림으로 각속도가 6 rps 인 FSI 모델 혈관의 축 방향 속도 분포 및 유동 재순환 영역(FRZ: Fluid Recirculation Zone)을 도시한다. 그림에서 포물선 형태로 나타나는 것은 혈관의 단면에서의 축 방향 속도 분포이며 혈관벽 부근에서 검은색으로 표시된 부분은 FRZ, 즉 유동이 정체되거나 역류하는 구간을 나타낸다. 유동이 정체하거나 역류하는

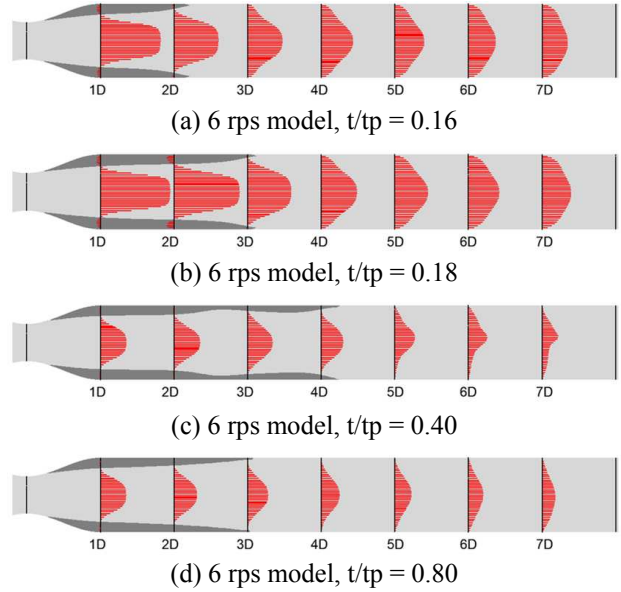


Fig. 8 Distribution of axial velocity and FRZ(Fuild Recirculation Zone) at 6 rps

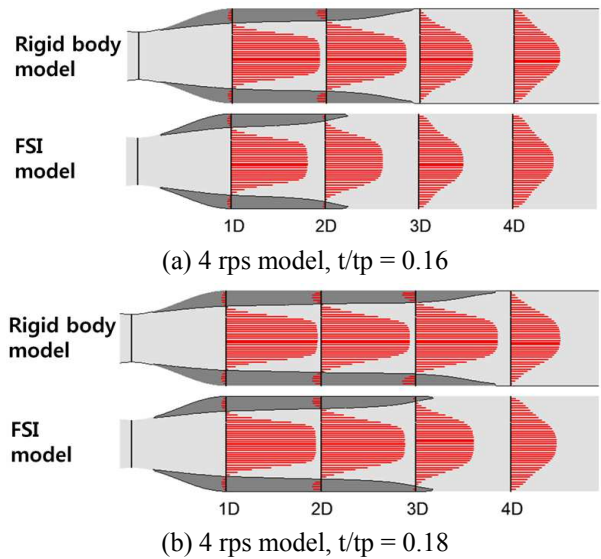


Fig. 9 Distribution of axial velocity and FRZ at 4 rps

구간은 내피세포의 조직배열에 영향을 미치고 죽상경화의 진행과 연관성이 높은 것으로 알려져 있으며 혈관 내 경화반의 위험성을 예측하는 인자로 널리 알려져 있다.^(27,28)

FSI 모델의 FRZ 은 수축기($t/t_p = 0.4$)에 도달하기 전까지 강체 모델보다 동 시간대에 적은 영역에서 생성되었으며 FRZ 가 가장 커지는 수축기($t/t_p = 0.4$)때 유사한 영역으로 성장한 후 다시 감소하였다. Fig. 9 는 각속도가 4 rps 인 강체 모델과 FSI 모델의 속도 분포 및 FRZ 를 보여주는 그림이다. 앞서 언급하였듯이 FSI 모델은 혈관벽 움직임의 영

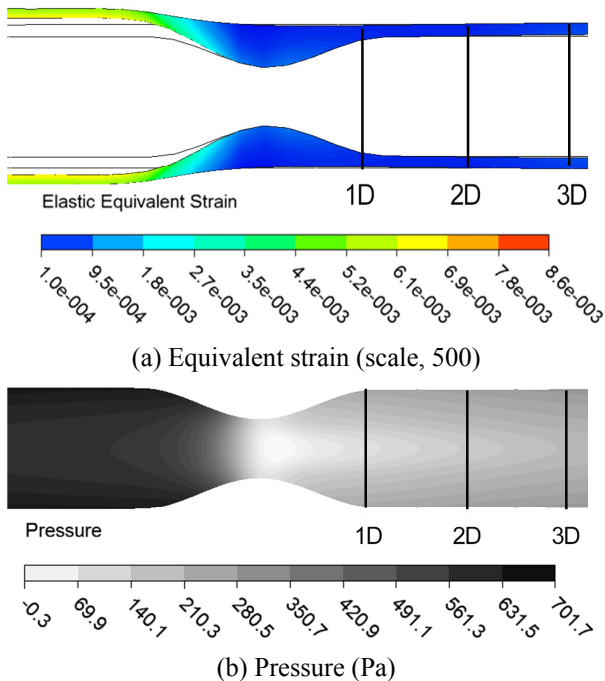


Fig. 10 Distribution of pressure and strain ($t/t_p = 0.16$, 6 rps)

향으로 혈류속도가 최대에 이르는 시간이 강체 모델보다 늦게 발생한다. 이는 축 방향 속도 증감과 함께 생성되는 FRZ의 주기적 차이를 유발한다. 그러나 축 방향 속도가 정체되기 시작하는 수축기 ($t/t_p = 0.4$) 때 부터 혈관벽의 움직임이 둔화되면서 강체 모델과 유사한 거동을 나타낸다.

3.3 혈관벽의 기계적 거동

혈관벽의 변형은 내부 유체의 압력에 직접적인 영향을 받으며 협착 이전에서 협착부와 협착 이후에서 보다 상대적으로 크게 발생하였다. 이는 협착부의 혈관벽 두께 증가로 인해 강성이 증가하고 협착을 통과한 유동의 압력이 강하되어 혈관벽에 미치는 영향이 줄어들기 때문이다. Fig. 10은 확장기 때 협착 부근의 혈관벽의 변형률과 내부의 압력 분포를 나타내는 그림이다. 혈관의 변형은 협착이 시작되는 부근의 안쪽 벽에서 가장 크게 발생했으며 협착부와 협착 이후 부근에서는 상대적으로 적은 변형이 발생하였다. 회전 수에 따른 최대 변형률은 2, 4, 6 rps의 각 속도에 대해 각 0.0083, 0.0086, 0.0088이 발생하였다. 유사하게, 혈관벽의 최대 응력은 최대 변형률이 발생한 위치에서 나타났으며 각 회전 수에 대해 약 4.15, 4.3, 4.4 kPa로 나타났다. 회전수가 커지면서 협착이 시작되는 부근의 변형률과 최대 응력이 증가하였으며 회전수가 2 rps인 경우와 비교하여 6 rps의 경우 최대 변형률

과 최대 응력은 약 6% 증가하였다. 이는 회전수가 증가하면서 발생된 원심력으로 인해 혈관벽에 가해지는 압력이 증가하여 야기된 현상이다.

4. 결론

본 연구에서는 FSI 기법을 이용하여 협착을 지닌 경동맥 혈관에 대한 회전 및 탄성 혈관의 영향에 관한 혈류 특성 규명을 위한 수치해석을 수행하였다.

협착과 회전의 영향으로 협착을 지나간 혈류에서 나선형 유동과 비대칭성 유동이 나타나며 이러한 현상은 강체 모델과 FSI 모델 모두에서 발생한다. 나선형 유동과 비대칭성 유동은 관내 축 방향 속도가 낮아지고 접선방향 속도의 영향이 커지는 수축기 때 명확하게 나타난다. 또한 수축기 때 내부 압력의 크기가 감소하여 혈관벽의 변형이 적게 발생하며 이에 강체 모델과 FSI 모델이 유사한 거동을 보인다.

그러나 혈관벽의 변형은 내부 유동의 크기 및 주기의 차이를 유발한다. 혈관의 확장과 수축이 내부 유동과 상호작용을 일으키면서 FSI 모델에서 협착부에서 발생하는 최대 속도는 강체 모델과 비교하여 약 9% 증가하였으며 압력, 속도 및 FRZ를 포함한 내부 유동이 정점에 도달하는 시간이 늦게 발생하는 주기적 차이가 발생하였다. FSI 모델에서 유동이 정체되거나 역류되는 FRZ이 감소했다는 것은 혈관벽 움직임이 회전과 협착과 더불어 FRZ의 형성과 소멸에 중요한 영향을 미친다는 것을 의미한다.

이와 같이 강체 모델과 비교하여 혈관의 움직임은 내부 혈류의 차이를 유발한다. 특히, 죽상경화의 진행과 경화반의 위험성을 진단하는 인자로 알려져 있는 FRZ의 차이를 발생한다는 점에서 혈관의 움직임에 대한 고려가 반드시 필요하며 차후 연구를 통하여 합리적인 혈관벽 물성의 산정과 이를 통한 혈류 및 혈관벽의 거동에 대한 이해가 추가로 요구된다.

후 기

이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업 지원을 받아 수행된 것임(2012-0001517).

참고문헌

(1) Goldenberg, A. A. and Bezerghi, A., 1985, "A

- Preview Approach to Force Control of Robot Manipulators," *Mechanism and Machine Theory*, Vol. 20, No. 5, pp. 449~464.
- (2) White, F. M., 1974, *Viscous Fluid Flow*, McGraw-Hill, New York, pp. 163~189.
- (3) Suh, S. H., Choi, Y., Roh, H. W. and Doh, H., 1999, "Flow Analysis in the Bifurcated Duct with PIV System and Computer Simulation," *Trans. Korean Soc. Mech. Eng. B*, Vol. 23, No. 1, pp. 123~180.
- (1) Hiatt, E. P., Mecchan, J. P. and Galambos, 1969 "Reports on Human Acceleration," *National Academy of Sciences-National Research Council*, Washington D. C, Publication 901.
- (2) Zeng, D., Ding, Z., Friedman, M. H. and Ethier, C. R., 2003, "Effects of Cardiac Motion on Right Coronary Artery Hemodynamics," *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 31 No. 4, pp. 420~429.
- (3) Ramaswamy, S. D., Vigmostad, S. C., Wahle, A., Lai, Y. G., Olszewski, M. E., Braddy, K. C., Brennan, T. M. H., Rossen, J. D., Sonka, M. and Chandran, K. B. , 2004, "Fluid Dynamic Analysis in a Human Left Anterior Descending Coronary Artery with Arterial Motion," *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 32, No. 12, pp. 1628~1641.
- (4) Sud, V. K. and Sekhon, G. S., 1985, "Arterial Flow under Periodic Body Acceleration," *Bulletin of Mathematical Biology*, Vol. 47, No. 1, pp. 35~52.
- (5) Sud, V. K. and Sekhon, G. S., 1986, "Analysis of Blood Flow through a Model of the Human Arterial System under Periodic Body Acceleration," *Journal of Biomechanics*, Vol. 19, No. 11, pp. 929~941.
- (6) Misra, J. C. and Sahu, B. K., 1988, "Flow Through Blood Vessels under the Action of a Periodic Acceleration Field. A Mathematical Analysis," *Computers & Mathematics with Applications*, Vol. 16, No. 12, pp. 857~867.
- (7) Mandal, P. K., Chakravarty, S., Mandal, A. and Amin, N., 2007, "Effect of Body Acceleration on Unsteady Pulsatile Flow of Non-Newtonian Fluid Through a Stenosed Artery," *Applied Mathematics and Computation*, Vol. 189, No. 1, pp. 766~779.
- (8) Ro, K. C., Lee, S. H., Cho, S. W. and Ryou, H. S., 2008, "Numerical Study on Blood Flow Characteristics of the Stenosed Blood Vessel with Periodic Acceleration and Rotating Effect," *Springer Proceedings in Physics Series* Vo. 124, pp. 77~83.
- (9) Imao, S. Itoh, M., Yamada, Y. and Zhang, Q., 1992, "The Characteristics of Spiral Waves in an Axially Rotating Pipe," *Experiments in Fluids*, Vol. 12, No. 4-5, pp. 277~285.
- (10) Kikuyama, K., Murakami, M., Nishibori, K. and Maeda, K., 1983, Flow in an Axially Rotating Pipe: A Calculation of Flow in the Saturated Region, *Bulletin of the JSME*, Vol. 26, No. 214, pp. 506~513.
- (11) Chien, S., 1982, "Hemorheology in Clinical Medicine," *Clinical Hemorheology*, Vol. 2, pp. 137~142.
- (12) Sung, K. H., Ro, K. C. and Ryou, H. S., 2009, "Numerical Investigation on the Blood Flow Characteristics Considering the Axial Rotation in Stenosed Artery," *Korea-Australia Rheology Journal*, Vol. 21, no. 2, pp. 119~126.
- (13) Bella J. N., Roman, M. J., Pini, R., Schwartz, J. E., Pickering, T. G. and Devereux, R. B., 1999, "Assessment of Arterial Compliance by Carotid Midwall Strain-Stress Relation in Normotensive Adults," *Hypertension*, Vol. 33, pp. 787~792.
- (14) Hsu, M. C. and Bazilevs, Y., 2011, "Blood Vessel Tissue Prestress Modeling for Vascular Fluid-Structure Interaction Simulation," *Finite Element in Analysis and Design*, Vol. 47, No. 6, pp. 593~599.
- (15) Torii, R., Oshima, M., Kobayashi, T., Takagi, K. and Tezduyar, T. E., 2011, "Influencing Factors in Image-based Fluid-Structure Interaction Computation of Cerebral Aneurysms," *International Journal for Numerical Methods in Fluids*, Vol. 65, No. 1-3, pp. 324~340.
- (16) Caro, C. G., Pedley, T. J., Schroter, R. C., Seed, W. A., 2011, "The Mechanics of the Circulation," *Cambridge University Press*, London, p.550.
- (17) Perktold, K. and Rappitsch, G., 1995, "Computer Simulation of Local Blood Flow and Vessel Mechanics In a Compliant Carotid Artery Bifurcation Model," *Journal of Biomechanics*, Vol. 28, no. 7, pp. 845~856.
- (18) Zhao, S. Z., Ariff, B., Long, Q., Heghes, A. D., Thom, S. A., Stanton, A. V. and Xu, X. Y., 2002, Inter-Individual Variations in Wall Shear Stress and Mechanical Stress Distributions at the Carotid Artery Bifurcation of Healthy Humans," *Journal of Biomechanics*, Vol. 35, No. 10, pp. 1367~1377.
- (19) Tada S. and Tarbell, J. M., 2005, "A Computational Study of Flow in a Compliant Carotid Bifurcation-Stress Phase Angle Correlation with Shear Stress," *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 33, No. 9, pp. 1202~1212.
- (20) Tang, D., Yang, C., Zheng, J., Woodard, P. K., Sicard, G. A., Saffitz, J. E. and Yuan, C., 2004, "3D MRI-Based Multicomponent FSI Models for Atherosclerotic Plaques," *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 32, no. 7, pp. 947~960.
- (21) Gao, H. and Long, Q., 2008, "Effects of Varied Lipid Core Volume and Fibrous Cap Thickness on Stress Distribution in Carotid Arterial Plaques," *Journal of Biomechanics*, Vol. 41, No. 14, pp. 3053~3059.

- (22) Salzer R. S., Thubrikar, M. J. and Eppink, R. T., 1995, "Pressure Induced Mechanical Stress in the Carotid Artery Bifurcation: A Possible Correlation to Atherosclerosis," *Journal of Biomechanics*, Vol. 28, No.11, pp. 1333~1340.
- (23) Cho, Y. I., Back, L. H. and Crawford, D. W., 1985, "Experimental Investigation of Branch Flow Ratio, Angle, and Reynolds Number Effects on the Pressure and Flow Fields in Arterial Branch Models," *Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the ASME*, Vol. 107, No. 3, pp. 257~267.
- (24) Bathe, K. J. and Zhang, H., 2004, "Finite Element Developments for General Fluid Flows with Structural Interactions," *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, Vol. 60, No.1, pp. 213~232.
- (25) Gijssen, F. J. H., Allanic, E., 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: Unsteady Flow in a 90° Curved Tube," *Journal of Biomechanics*, Vol. 32, No. 6, pp. 601~608.
- (26) Luo, J. Y., Issa, R. I. and Gosman, A. D., 1994, "Prediction of Impeller Induced Flows in Mixing Vessels using Multiple Frames of Reference," *ICHEME Symposium Series*, Vol. 136, pp. 549~556.
- (27) Olgac, U., Poulidakos, D., Saur, S. C., Alkadhi, H. and Kurtcuoglu, V., 2009, "Patient-Specific Three-Dimensional Simulation of LDL Accumulation in a Humna Left Coronary Artery in It's Healthy and Atherosclerotic States," *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, Vol. 296, No. 6, pp. 1969~1982.
- (28) Knight, J., Olgac, U., Saur, S. C., Poulidakos, D., Marshall, W Jr., Cattin, P. C., Alkadhi, H. and Kurtcuoglu, V., 2010, "Choosing the Optimal Wall Shear Parameter for the Prediction of Plaque Location-A Patient-Specific Computational Study in Human Right Coronary Arteries," *Atherosclerosis*, Vol. 211, No. 2, pp. 445~450.
- (29) Leach, J. R., Rayz, V. L., Morfad, M. R. K. and Saloner, D., 2010, "An Efficient Two-Stage Approach for Image-Based FSI Analysis of Atherosclerotic Arteries," *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, Vol. 9, No. 2, pp. 213~223.