

뉴턴유체와 혈액의 맥동유동시 탄성혈관의 운동이 벽면전단응력분포에 미치는 영향

노형운*·김재수*·박길문**·서상호***

Effects of Elastic Blood Vessel Motions on the Wall Shear Stresses for Pulsatile Flow of a Newtonian Fluid and Blood

Hyung-Woon Roh*, Jae-Soo Kim*, Gil-Moon Park**, and Sang-Ho Suh***

Key Words: Elastic Blood Vessel (탄성혈관), Pulsatile Flow(맥동유동), Pressure Waveform (압력파형), Wall Shear Stress(벽면전단응력), Blood(혈액), Newtonian Fluid(뉴턴유체)

Abstract

Characteristics of the pulsatile flow in a 3-dimensional elastic blood vessel are investigated to understand the blood flow phenomena in the human body arteries. In this study, a model for the elastic blood vessel is proposed. The finite volume prediction is used to analyse the pulsatile flow in the elastic blood vessel. Variations of the pressure, velocity and wall shear stress of the pulsatile flow in the elastic blood vessel are obtained. The magnitudes of the velocity waveforms in the elastic blood vessel model are larger than those in the rigid blood vessel model. The wall shear stresses on the elastic vessel vary with the blood vessel motions. Amplitude indices of the wall shear stress for blood in the elastic blood vessel are 4~5 times larger than those of the Newtonian fluid. As the phase angle increased, point of the phase angle is are moved forward and the wall shear stresses are increased for blood and the Newtonian fluid.

1. 서론

최근 통계청 자료에 의하면 한국인 전체 사망 원인중 순환기 질환에 의한 사망률은 23.4%인 것으로 발표되어 있다. 순환기질환은 주로 동맥경화로 인한 협착현상으로 알려져 있고, 고혈압, 고지혈증, 당뇨병, 흡연 등과 밀접한 상관관계가 있는 것으로 발표되고 있다. 동맥경화증은 주로 복부대동맥 분지관, 경동맥 분지관, 관상동맥 분지관 등과 같이 혈관의 기하학적 형상이 급격하게 변하는 분지관이나 곡관부위에서 국부적으로 발현되는 질환이다⁽¹⁾. 동맥경화증의 발생원인은 아

직 명확하게 밝혀져 있지 않으나, 현재까지 발표된 연구결과^(2,3)들을 종합해 보면 동맥경화증은 혈류역학적 특성과 밀접한 관계가 있는 것으로 보고되어 있다. 동맥경화성 죽종형성은 혈류의 속도, 전단응력, 전단응력구배, 유동박리와 난류, 혈관벽의 컴플라이언스(compliance) 변화 등에 따라 영향을 받는 것으로 알려져 있다^(4,5).

동맥경화증의 원인을 규명하고자 하는 기존의 연구동향을 살펴보면, 혈액의 유동해석, 혈액유동과 혈관내피세포의 관계, 유동으로 인한 응력과 생화학적 물질의 발현관계에 대한 연구가 대부분이다. 이러한 연구들 중에서 국내에서도 최근 주목할만한 내용들이 발표되고 있다. 최 등⁽⁶⁾의 연구에 의하면 속도나 압력파형의 변화에 대한 임피던스를 동맥경화증의 원인으로 연관시켰다. 또 한 Kim 등⁽⁷⁾은 CFD방법을 이용하여 혈관내 혈류

* 조선대학교 항공조선공학부 교수

** 조선대학교 기계공학부 교수

*** 숭실대학교 기계공학과 교수

에 의해서 발생하는 벽면전단응력을 유동장해석과 동시에 혈관의 응력변화로 해석하려는 연구를 수행중이다. 그리고 신 등⁽⁸⁾은 복부대동맥류의 확장에 따른 유동 및 벽면전단응력을 해석하여 동맥류 파열 지점을 예측하고자 기초연구를 수행하였다. 그러나, 동맥경화증과 같은 질병과 관련된 실효성 있는 연구들을 수행하기 위해서는 혈관벽이 심장의 운동에 따라 움직이는 탄성성질을 가지고 있다는 사실과 혈액유동은 맥동성 유동임을 고려하여야만 하고 반드시 3차원 유동해석을 수행해야 한다.

본 연구에서는 혈관의 탄성을 고려할 때 혈류의 특성을 해석하기 위하여 혈관을 탄성체로 가정하고 입구와 출구파형이 사인파형일 때, 입구와 출구의 압력차가 압력손실에 의하여 차이가 날 때, 각각 위상차를 15°, 30°, 45°로 바꿈으로써 위상차에 대한 혈액유동의 특성을 해석하였다. 또한, 맥동유동 하에서 탄성혈관내 벽면전단응력의 변화를 뉴턴유체와 비뉴턴유체인 혈액유동과 벽면전단응력변화와의 상관관계 및 탄성혈관내 위상차가 혈액유동특성에 미치는 영향을 고찰하였다.

2. 지배방정식

탄성혈관내 혈액유동특성을 수치적인 방법으로 해석하기 위한 지배방정식은 비정상, 비압축성 유동에 적용되는 다음 식을 사용하였다.

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_j} = 0 \quad (1)$$

$$\rho \left(\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) = - \frac{\partial p}{\partial x_i} + \eta \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right] \quad (2)$$

윗 식에서 ρ , u_i , p , η 는 각각 밀도, 속도벡터, 압력, 그리고 겉보기점성계수(apparent viscosity)이다. 식 (1)과 (2)를 이용하여 탄성 혈관내 혈류의 속도분포와 압력분포 그리고 벽면전단응력을 수치계산하였다.

탄성 혈관내 혈액의 맥동성 유동에서 점성계수는 일정한 값을 갖는 것으로 가정하였다. 이때 혈액대용유체의 점성계수는 혈액의 무한전단응점성계수인 0.00345Pa·s로 정하였고 혈액은 Bird-Carreau 방정식을 이용하여 모델링하였다.

탄성 혈관내 혈액유동특성의 지배방정식을 해석하기 위한 수치적인 방법에서 대류항처리는 하이브리드 차분법을 사용하였다. 운동량방정식의 압력항의 이산화는 SIMPLE-C 알고리즘을 적용하여 압력과 속도의 상관관계를 고려한 연속방정식의 이산화방정식으로부터 구하였다, 출구경계조건은 압력경계조건을 적용하였다.

3. 혈관벽의 모델링

탄성 혈관내 혈액의 맥동유동을 모델링하기 위하여 원형 혈관을 선택하였다. 원형 혈관의 지름은 2cm로 하고 길이는 지름의 5배가 되게 하였다. 탄성 혈관내 혈액유동특성에 관한 연구를 수행하기 위하여 혈관벽의 운동이 Fig. 1과 같다고 가정하였다.

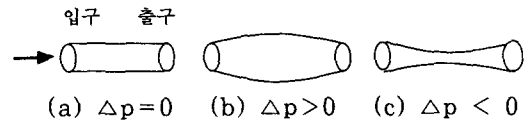


Fig. 1 Idealized model for the elastic blood vessel

내부와 외부의 압력차(distending pressure difference)가 없는 경우는 Fig. 1(a)와 같고, 압력차가 양(+)의 값이면 (b)와 같이 혈관은 확장하고, 압력차가 음(-)의 값이면 (c)와 같이 혈관은 수축한다고 가정하였다. 혈관벽의 변화정도는 혈관의 탄성계수(Young's modulus)와 혈관의 지름/두께비 등 혈관벽의 물성치에 따라 결정된다. 본 연구에서는 탄성 혈관내 맥동유동을 모델링하기 위한 기초연구로서 Fig. 1과 같이 단순한 모델을 적용하였지만, 실제 혈관의 물리적 변화를 실험으로 구하여 적용한다면 혈관벽의 실제현상에 가까운 탄성 혈관을 모델링할 수 있을 것이다.

탄성 혈관의 모델링에서 혈관벽이 변화되는 크기를 결정하기 위하여 압력변화에 따르는 혈관의

반지름변화를 식 (3)과 같이 가정하였다^(9,10).

$$\frac{dR}{dP} = \frac{R}{\left(\frac{EhL}{R} - P\right)} \quad (3)$$

본 연구에서는 혈관벽의 체적탄성계수는 $E=1.0 \times 10^6$ dyne/cm²를 적용하였다⁽⁹⁾. 그리고, 맥동유동에서 혈관의 반지름/두께 비는 0.1를 적용하였다. 본 연구에서는 식 (3)의 P 를 고려하여 유동장의 영향이 벽면에 영향을 주도록 계산하였다..

4. 맥동유동의 해석

혈액유동은 심장의 수축 및 이완작용으로 인해 주기성을 갖는 매우 불규칙한 맥동유동특성을 나타낸다. 혈류역학적 특성을 이해하기 위해서는 정확한 맥동유동의 파형을 적용하여야 하지만 본 연구에서는 탄성혈관의 문제를 풀기 위하여 Fig. 2와 같은 사인파형을 기본파형으로 적용하였다.

Fig. 2에 제시된 맥동성 압력분포는 Fourier 급수를 이용하여 식 (4)와 같이 나타낼 수 있으며 압력파형은 100 beat/min의 주기를 가진다.

$$p = a_0 + a_1 \sin(2\pi t/T) \quad (4)$$

기존의 연구들을 살펴보면 출구의 경계조건을 시간변화에 상관없이 압력경계조건이 일정한 값으로 설정하는데, 실제로 이러한 경계조건의 타당성은 의문시된다. 따라서, 본 연구에서는 출구의 압력이 시간의 함수로 식 (5)와 같이 사인파형으로 변화한다고 생각하였다. 이는 입구와 출구 사이의 압력변화에 따라 혈액이 흐른다는 것을 의미한다.

$$p = b_0 + b_1 \sin(2\pi t/T - \phi) \quad (5)$$

본 연구에서는 식 (5)의 입구와 출구에서의 위상차 (ϕ)를 15°, 30° 와 45°로 설정하였다. 또한, Fig. 2에는 입구와 출구의 압력파형을 추가하여 나타내었고, 위상차로 인한 입구압력과 출구압력의 차(Δp)를 나타내었다. 위상차가 0°인 경우는 입구와 출구 사이에 압력차가 a_0 와 b_0 , a_1 과 b_1 의 차만큼 혈액유동은 발생된다.

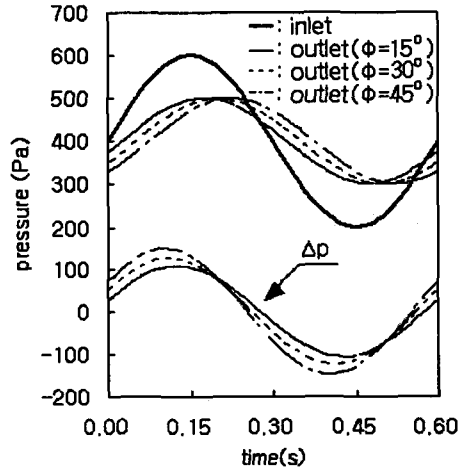


Fig. 2 Sinusoidal pressure waveforms used for the numerical study

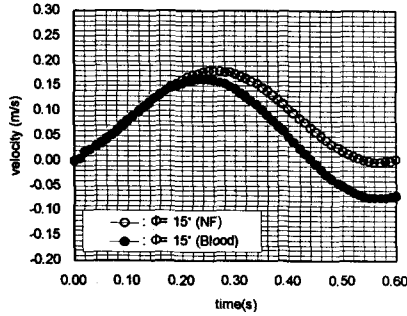
5. 결과 및 검토

본 연구에서는 혈관을 탄성체로 가정하였고, 탄성체 혈관의 입구와 출구에서 압력손실에 따른 진폭의 차와 위상차에 따른 뉴턴유체와 비뉴턴유체인 혈액의 맥동유동특성을 연구하였다. Fig. 3의 (a), (b), (c)와 같이 위상차가 각각 15°, 30°와 45°일 때의 혈액과 뉴턴유체의 시간에 따른 속도 파형을 비교하여 나타내었다. Fig. 3의 속도의 변화값은 탄성혈관의 중심선상의 값이다.

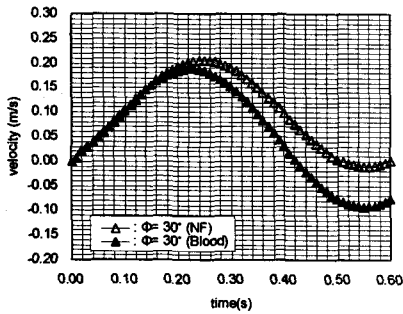
Fig. 3 (a)~(c)의 결과에서 보는 바와 같이 본 연구에서는 주어진 압력조건대로 시간의 변화에 따라 원활한 속도파형을 얻을 수 있었다. 속도 파형의 크기는 위상차가 커짐에 따라 증가됨을 알 수 있다. 그 이유는 입구와 출구의 압력차는 위상차가 커질수록 커지기 때문이다. 이러한 결과로부터 입구 경계조건이 값이 커진다고 해서 타당한 유동장 해석결과가 구해지는 것이 아니라 입구와 출구의 압력차가 정확하게 주어지지 않으면 타당한 유동장해석이 가능함을 알 수 있었다⁽⁶⁾. 그러나, 선행연구에서 볼 수 있었듯이 강관인 경우에는 벽면의 운동이 없기 때문에 동일한 압력차에도 Fig. 3에서 보여진 최대속도의 값보다 약 1/5정도 작음을 알 수 있다. 따라서, 탄성혈관은 동일한 압력으로 강체관보다 더 많은 혈류량을 보낼 수 있도록 설계되어 있음을 확인할 수 있다. 이러한 이유는 혈관의 운동으로 인한 운동량의 증가가 유

동을 지속시키려는 가속력을 증가시키기 때문이라 판단된다. 이러한 경향은 뉴턴유체와 혈액인 경우 모두 일치하고 있음을 알 수 있다.

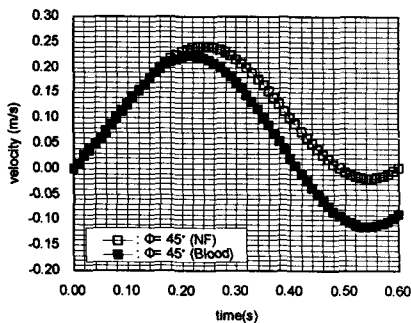
Fig. 3을 자세히 살펴보면 파형의 시작에서 약 1/3T ($t=0.22s$)까지는 동일한 속도파형을 유지하고 있지만 1/3T 이상부터는 뉴턴유체의 속도가 혈액보다 크게 증가하였다가 그 폭을 유지하면서 감



(a) $\phi=15^\circ$



(b) $\phi=30^\circ$

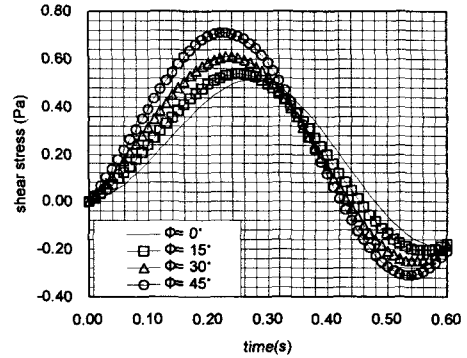


(c) $\phi=45^\circ$

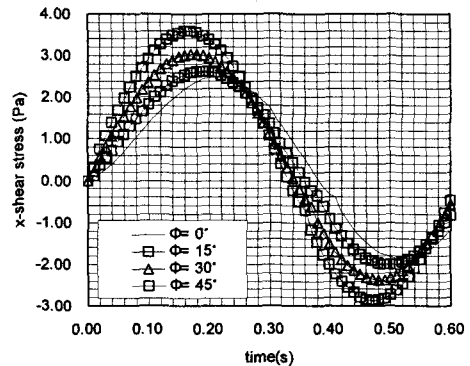
Fig. 3 Velocity variations in the elastic vessel for the Newtonian fluid and Blood with different phase angles

소하고 있음을 알 수 있다. 이러한 이유는 동일한 압력에서 전단율의 범위가 혈액이 뉴턴유체보다는 큰 걸보기점성계수를 가지기 때문에 탄성혈관내 혈액의 중심부 속도분포는 뉴턴유체의 경우보다는 평탄해졌기 때문이라 판단된다. 이러한 경향은 위상차가 커짐에 따라 더욱 더 증가되고 있음을 알 수 있다. 즉 혈관 말단이 직관이 아니라 곡관과 분지관으로 구성된 원인으로 인하여 위상차가 변화게 될 때는 중심부의 속도분포가 더욱 더 가속됨을 확인할 수 있다.

Fig. 4는 탄성혈관의 경우 입구와 출구에서 압력손실에 따른 진폭의 차와 압력 위상차가 벽면 전단응력에 미치는 영향을 고찰하기 위하여 뉴턴유체와 혈액의 길이방향 벽면전단응력을 시간에



(a) Newtonian fluid



(b) blood

Fig. 4 Variations of wall shear stress along the elastic vessel axis for the Newtonian fluid and Blood with different phase angle

따라 나타내었다. 이때 적용된 위상차는 0° , 15° , 30° 와 45° 이다. Fig. 4에서 보듯이 위상차가 증가함에 따라 벽면전단응력의 값이 증가된다. 위상차 증가에 따른 변형전단응력의 변화를 파악하기 위하여 Table 1에 진폭지수 ($I_{amp} = (amp_x - amp_{\phi_s}) / amp_{\phi_s}$)와 위상지연 값을 구하여 정리하였다.

Table 1에서 보듯이 탄성혈관 중간지점에서 진폭지수 값을 살펴보면, 위상차가 증가하면 벽면전단응력의 진폭이 점점 더 증가하고 있고, 위상지연의 값이 음의 값을 가지므로 최대 전단응력 값이 발생하는 시기가 빨라지고 있음을 알 수 있

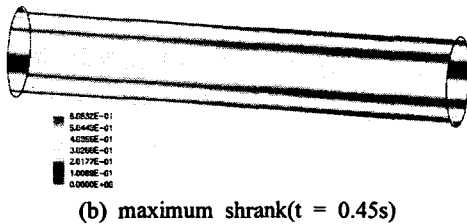
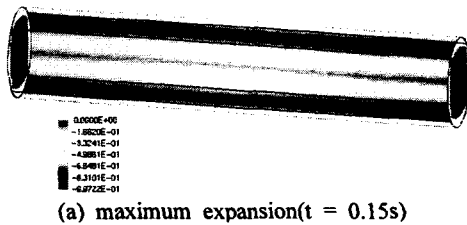


Fig. 5 Surface wall shear stress (τ_{yx}) distributions for Newtonian fluid ($\phi=45^\circ$)

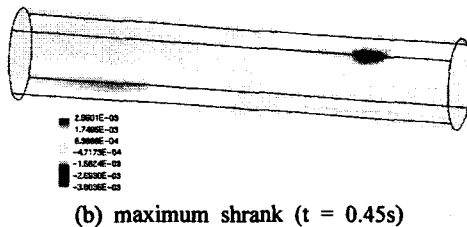
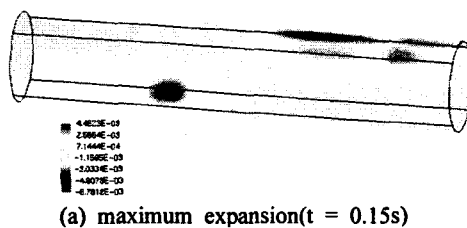


Fig. 6 Surface wall shear stress (τ_{xy}) distributions for the Newtonian fluid($\phi=45^\circ$)

Table 1 Amplitude index and phase angle lag

	$\phi=0^\circ$		$\phi=15^\circ$		$\phi=30^\circ$		$\phi=45^\circ$	
	$\Delta\phi$	I_{amp}	$\Delta\phi$	I_{amp}	$\Delta\phi$	I_{amp}	$\Delta\phi$	I_{amp}
NF	0°	1	-18°	5.93%	-24°	22.55%	-30°	45.41%
Blood	0°	1	-12°	2.16%	-24°	24.22%	-30°	47.94%

다. 이러한 결과는 강체혈관보다도 10%이상 큰 전단응력 진폭을 가지고 있으므로 혈관의 팽창이 그 원인으로 판단된다.

혈액과 뉴턴유체인 경우 벽면에 미치는 전단응

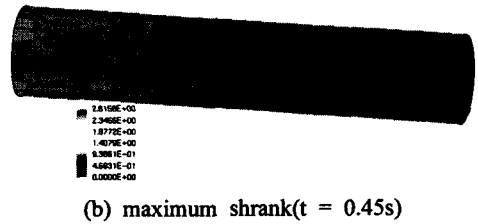
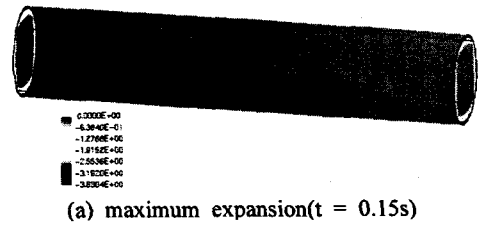


Fig. 7 Surface wall shear stress (τ_{yx}) distributions for blood ($\phi=45^\circ$)

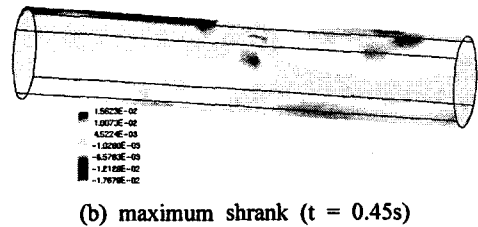
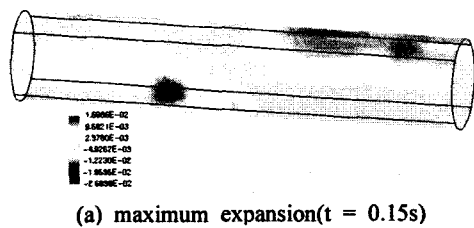


Fig. 8 Surface wall shear stress (τ_{xy}) distributions for the blood ($\phi=45^\circ$)

력분포를 살펴보면 혈액의 경우의 전단응력의 크기가 전체적으로 4~5배 정도 큼을 알 수 있다. 이러한 이유는 유동장의 전단을 범위가 역법칙 전단을 범위에 속하여 있기 때문에 겹보기점성계수가 뉴턴유체보다 크기 때문에 발생된다고 판단된다.

이런 현상을 세밀하게 살펴보기 위하여 Figs. 5~8에 뉴턴유체와 혈액인 경우 길이 방향과 반지름 방향의 표면 전단응력 분포를 3차원적으로 나타내었다. 지면을 고려하여 탄성혈관인 경우에 위상차가 45°인 경우와 최대 팽창이 되었을 경우와 최대 축소가 되었을 경우만 나타내었다. Figs. 5~8를 살펴보면 뉴턴유체나 혈액 모두 팽창될 때 팽창부위와 축소될 때 축소부 후류를 중심으로 큰 전단응력의 구배가 증가하는 것을 알 수 있다. 따라서, 이런 주변에서 벽면전단응력의 구배증가는 혈관내피세포에 상처(injury)를 일으킬 가능성을 높아진다는 것을 의미한다.

6. 결론

탄성혈관의 운동을 고려하는 모델을 적용하여 혈관내의 3차원 맥동유동을 수치해석하였다. 혈관의 팽창 및 수축으로 인한 혈관벽의 운동은 강체관보다 혈관내 속도분포를 크게 하고 이는 동일한 압력으로 강체혈관보다 더 많은 혈류량을 보낼 수 있다. 또한 혈관벽의 운동은 강체혈관보다도 10%이상의 큰 전단응력분포를 발생시킨다. 또한, 혈액인 경우 벽면에 미치는 전단응력분포가 전체적으로 뉴턴유체의 경우보다 4~5배정도 큼을 알 수 있다. 그리고 위상차가 증가함에 따라 진폭지수값이 기하급수적으로 커지고 위상 지연은 앞으로 당겨짐을 알 수 있다.

따라서, 맥동유동의 압력 및 벽면전단응력에 크게 영향을 미친다. 본 연구에서 제안한 탄성혈관모델을 이용하면 실제 혈관내 혈액유동특성을 효과적으로 예측할 수 있을 것으로 기대된다.

후기

이 논문은 2001년도 두뇌한국 21사업에 의하여 지원되었음

참고문헌

- (1) 서상호, 유상신, 이병봉, 1998, "혈류역학의 세계와 세계적 연구활동", 추계대한기계학회 유체공학부문학회강연회 논문집, pp. 31~60
- (2) Nerem, R. M. 1992, "Vascular Fluid Mechanics, the Arterial Wall and Atherosclerosis" J. of Biomechanical Engineering, Vol. 114, pp.274~282.
- (3) Ku. D. N., Giddens, D. P., Zarins. C. K., and Glasgow, S. 1985, "Pulsatile Flow and Atherosclerosis in the Human Carotid Bifurcation", Atherosclerosis, Vol. 5, pp. 293~302,
- (4) Frank S. H., Francesca I., Michel W. C., Adam S., and Richard A. B., 1994, "Modelling Wall-Driven Cardiovascular Flows", 1994 Advanced in Bioengineering, ASME, pp. 399-400
- (5) Guo-Fan Y., Thomas W. M., and Dov J., 1993, "Incorporating Vessel Taper and Compliance Properties in Navier-Stokes Based Blood Flow Models", Annals of Biomedical Engineering, Vol. 21, pp. 97-106.
- (6) 최주환, 이종선, 김찬중, 1999, "Wall Shear Rate Variation Between Pulsating Plates Depending on the Magnitude of Wall Motion and Phase Angle Between Pressure and Flow Waves", '99 STAR-CD User's Conference
- (7) C.H. Kwon, Y.H.Kim "Fluid-structure Interaction in the Axisymmetric Abdominal Aortic Aneurysm By Pulsatile Flow ", J Biomed Eng Res, Vol. 22, No. 1, pp.59-68, 2001
- (8) 신상철, 김 경우, 이진휘, 모정하, 김동현, 2001, "복부대동맥류의 확장에 따른 유동 및 벽면전단응력 해석", 대한기계학회 춘계학술대회논문집, pp. 560-565
- (9) Nichols, W. W. and O'Rourke, M. F., 1990, McDonald's Blood Flow in Arteries, 3rd ed., Lea & Febiger, Philadelphia.
- (10) 노형운, 서상호, 유상신, 1999, "맥동유동시 탄성혈관의 운동이 벽면전단응력분포에 미치는 영향", 대한기계학회 추계학술대회, pp. 179-182.