

맥동유동에 의한 축대칭 복부대동맥류의 유체-고체 상호작용

권치호·김영호

연세대학교 보건과학대학 의공학과, 의공학 연구소, 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터

(2000년 8월 28일 접수, 2001년 1월 31일 채택)

Fluid-Structure Interaction in the Axisymmetric Abdominal Aortic Aneurysm By Pulsatile Flow

C.H. Kwon, Y.H. Kim

Dept. of Biomedical Engineering, College of Health Science, Yonsei University

Research Institute of Medical Engineering,

Research Institute for Medical Instrumentation and Rehabilitation Engineering

(Received August 28, 2000. Accepted January 31, 2001)

요약: 유체-고체 상호작용을 고려하여 다양한 복부대동맥류 모델에 대해서 맥동유동 및 구조를 동시에 해석하였다. 동맥류의 확장부 크기와 혈관벽 두께에 따라서 총 여덟 개의 축대칭 동맥류 모델을 선정하였다. 유한차분법 및 압력기반의 유한차분법을 이용하여 유동을 해석하였으며, 유한요소법을 이용하여 구조해석을 수행하였다. 동맥류의 확장부위가 클수록 최대응력은 최대확장부위와 변곡점에 해당하는 동맥류의 입구 및 출구 부분에 집중되었으며, Von Mises 응력은 최대확장부위 뿐만 아니라 동맥류의 근위부와 원위부($\pm 1D$)에서도 현저하게 증가하였다. 또한 더욱 확장된 모델일수록 혈관벽은 직경방향의 변위보다 축방향의 변위가 지배적이었으며, 동맥류 원위부보다 근위부에서 큰 축방향 변위를 나타냈다. 동맥류 입구부의 미약한 와류는 한 주기동안 그 크기와 강도를 더해가며 동맥류 원위부로 이동하였고, 동맥류의 내부 유동은 압력차이가 감소하는 기간동안 더 큰 영향을 받았다. 확장정도가 심할수록 동맥류 내부에 더 크고 강한 와류가 관찰되었다. 압력차이가 최소가 된 직후 동맥류의 근위부와 원위부 동맥벽 근처에서의 역방향 유동이 관찰되었다. 대체로 혈관벽 두께가 감소한 모델과 더욱 확장된 모델일수록 벽전단력은 감소하였다. 혈관벽의 탄성에 의하여 압력차이와 벽전단력 사이에 위상차가 존재함이 확인되었다. 유체-고체의 상호작용을 고려한 연구는 다른 심혈관계를 이해하는데도 매우 유익할 것으로 생각된다.

Abstract: Fluid-structure interaction study was performed on various abdominal aortic aneurysm(AAA) models under a pulsatile flow condition. Eight axisymmetric aneurysm models were made with four different dilatations and two different wall thickness. Finite volume and pressure-based finite difference methods were applied to describe pulsatile flow patterns, and structural analysis was performed using a finite element method. In the more dilated models, the maximum stress was concentrated at the maximum dilatation and the proximal and distal ends of the aneurysm which correspond to inflection points. Von Mises stress also increased at the proximal and distal regions ($\pm 1D$) of the aneurysm as well as the maximum dilatation. In spite of considerable radial displacements, axial displacements of the aneurysm wall were dominant in the more dilated models and larger in the proximal region of the bulge than in the distal region of the aneurysm. Throughout the entire pulsatile cycle, a weak recirculating vortex near the proximal end moved further distally in the aneurysm, increasing in size and strength, and decelerating pressure difference had a relatively stronger effects on flow in the aneurysm. A larger and stronger vortex was dominant inside the aneurysm, for more dilated models. Reverse flow near the proximal and distal arteries wall was observed after the minimum pressure difference. Wall shear rate, in general, decreased further for decreased wall thickness models and for more dilated models. We confirmed that the phase delay between the pressure difference and wall shear rate was due to the elastic property of the vessel. The present study showed that the method introduced in this study (fluid-structure interaction analysis) proved to be a powerful tool to understand fluid-structure interactions in the human cardiovascular system.

Key words: Fluid-Structure interaction (유체-고체 상호작용), Abdominal aortic aneurysm (복부대동맥, AAA), Maximum dilatation (최대 확장부), Inflection Point(변곡점), Wall shear rate(벽전단력).

통신저자: 김영호, (220-710) 강원도 원주시 흥업면 매지리 234

연세대학교 보건과학대학 의공학과

Tel. (033)760-2492, Fax. (033)760-2197

E-mail. yhkim@dragon.yonsei.ac.kr

서론

동맥류는 혈관이 정상에 비해 50% 이상 풍선 모양으로 팽

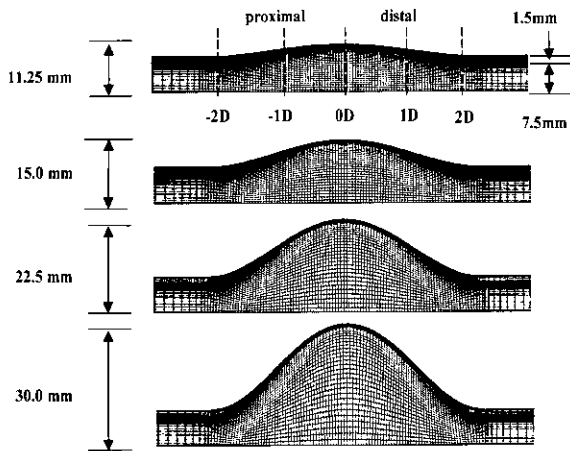


그림 1. 다양한 축대칭 동맥류 모델의 격자 분포(감소된 벽두께)
Fig. 1. Grid distributions of various aneurysm models (decreased wall thickness)

창하는 혈관 질환을 말한다[1]. 동맥류는 혈관 벽이 동맥경화증 또는 선천적인 생화학적 요인에 의해서 구조적인 결속력을 잃거나 맥동관강압력(pulsatile intraluminal pressure)의 확장력을 견디지 못하는 경우 발생할 수 있다. 일단 동맥류가 시작되면 혈관 벽에서의 인장력이 증가되고 혈관 벽 두께가 감소하면서 비정상적인 혈관 변형이 발생한다. 또한 맥류성 잡음(aneurysmal bruit)이 일어나고 주위의 조직을 압박하여 심한 통증을 수반하게 된다. 복부대동맥류는 일반적으로 대동맥 분기에서 발생하며 혈관의 정상 직경의 약 1.5배에서 5배까지 확장하는데, 직경이 5 cm가 되면 수술을 결정해야 하는 시기로 알려져 있다[2]. 이러한 복부대동맥류에 관련하여 유동가시화[3], 레이저 도플러 계측[4,5], hot-film 계측[5], 컬러 도플러 유동 매핑[6,7], 또는 입자영상 속도 계측[8] 등을 이용한 유동 실험연구가 이루어졌다. 또한 다양한 컴퓨터 시뮬레이션 연구[1,9-14]를 통해서 복부대동맥류를 유동학적 관점에서 해석하려고 시도하였다. 그러나 대부분의 연구들은 탄성혈관의 특성을 고려하지 않았기 때문에, 유동학적 시도로는 동맥류의 파열에 대해 설명하는데 한계가 있었다. 또한 동맥류의 구조적 특성을 파악하기 위하여 많은 유한요소해석[15-19]을 시도하였다. 그러나 종례의 연구에서는 유동과 구조를 동시에 해석하려는 시도가 부족하였으므로, 맥동유동 하에서 복부대동맥류의 전체적인 기전을 설명하지 못하였다. 심혈관계에 있어서 흔히 나타나는 유체-고체의 상호작용을 해결하려는 많은 시도에도 불구하고, 대부분 공간적 보존법칙(space conservation law)을 만족시켜 주지 못함으로써 이로 인한 부정확성이 큰 문제점으로 여겨져 왔다. 최근 Kim[20]은 인조혈관의 단단분합에 대한 유동과 구조를 동시에 해석하여 문합선 주위의 구조적인 응력 집중과 변화된 유동 특성을 보고하였다. 본 연구에서는 동맥류 내부에 혈전형성과 확장으로 이어지는 유동과 구조적 상호관계를 설명하기 위해서, 유체-고체 상호작용을 이용하여 맥동유동 하에서 다양한 복부대동맥류를 동시에 해석하고자 하였다.

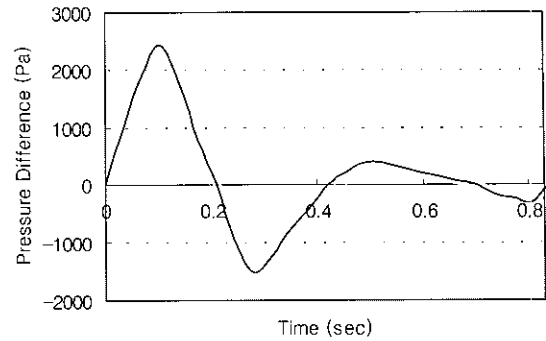


그림 2. 경계조건으로 사용된 동맥의 입구(-18D)와 출구(+10D)의 압력차이

Fig. 2. Pressure differences between proximal(-18D) and distal sections(+10D) of the artery, used for the boundary condition.

반 론

본 연구에서는 축대칭 동맥류 모델을 사용하였으며 그 형상은 식 (1)과 같다.

$$r(x) = \frac{D_r}{2} + \frac{(D_b - D_r)}{4} \left(1 + \cos \frac{2\pi x}{L}\right) \quad (1)$$

여기서 r 은 동맥류의 반경이고, D_r 은 혈관의 직경, D_b 는 동맥류의 최대확장부 직경, x 는 축방향 좌표, L 은 동맥류의 길이를 표시한다.

동맥류의 모델은 확장부 크기에 따른 네 개의 모델과 이 각각에 대해서 혈관 두께가 1.5 mm로 일정한 경우와 서서히 감소하여 최대확장부의 혈관두께가 0.75 mm인 경우를 고려하였다. 모든 모델에 대해서 동맥류의 바깥쪽 반경과 두께는 각각 7.5 mm와 1.5 mm로 일정하게 하였다. 그림 1은 혈관벽 두께가 서서히 감소되는 네 가지 동맥류 모델들의 격자분포를 나타낸다. 동맥류 내부와 혈관의 내벽 주위에 격자를 집중시켜 수치해석의 효율을 극대화시켰다. 축방향의 위치는 최대확장부를 중심으로 전체 혈관길이에 대한 직경의 비로써 표시하였다. 즉, 그림 1에서 나타난 바와 같이, "-2D", "0D", "2D"는 각 동맥류의 시작점, 중앙(최대확장부), 끝점을 나타낸다.

그림 2는 한 맥동주기 동안의 입구와 출구의 압력차로, 본 연구의 경계조건으로 사용되었다. 출구압력은 99 mmHg로 설정하였고 혈관 내벽에서는 no-slip을 가정하였다. 입구 부분을 충분히 길게 하여 동맥류 시작점에서 완전히 발달된 속도패턴이 될 수 있도록 하였다. 각 구간은 0.035초로, 한 주기는 24개의 구간으로 구성되며, 총 세 주기를 해석하여 마지막 주기의 결과를 선택하였다. 모델의 입구와 출구에서는 단지 직경 방향의 변형만 일어나도록 구속하였다. 혈관은 탄성계수

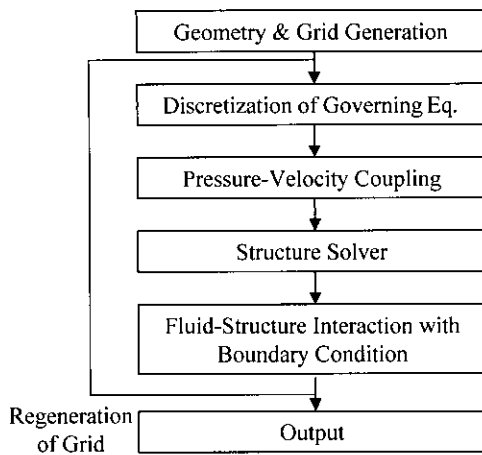
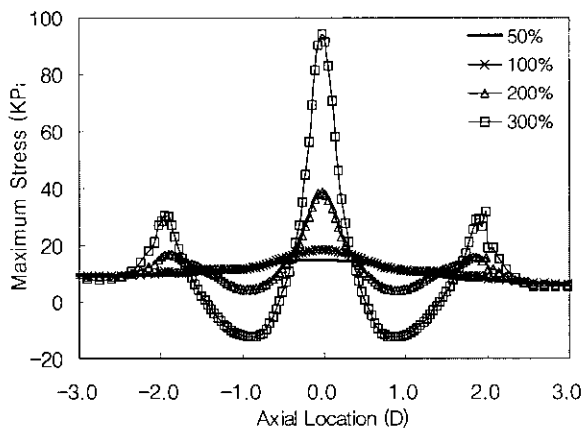


그림 3. 수치해석에 사용된 전체 순서도
Fig. 3. Overall procedures in the numerical study

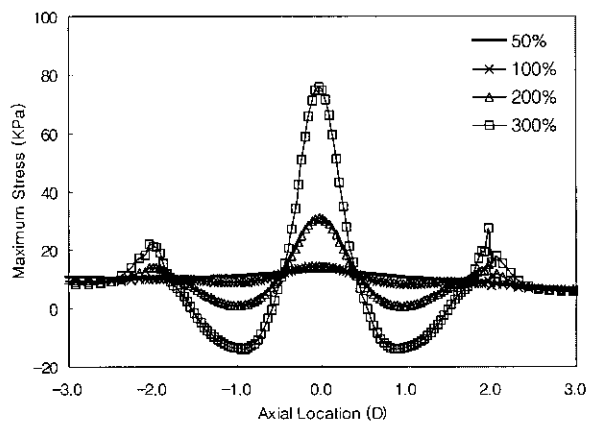
1MPa, Poisson 비 0.49인 균질의 등방성 물질로 가정하였다. 전산 유동영역을 작은 격자로 나누어 body-fitted 격자분포를 형성하였다. 혈관 벽의 움직임에 의하여 야기되는 유동영역의 변화를 위해서 유동에 따라 움직이는 격자를 사용하였다. 본 연구에 적용된 맥동유동의 지배방정식은 아래와 같이 변형된 Navier-Stokes 방정식이 된다.

$$\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \{r(u-u_g)\} + \frac{\partial}{\partial z} (w-w_g) = 0 \quad (2)$$

$$\frac{\partial w}{\partial t} + (u-u_g) \frac{\partial w}{\partial r} + (w-w_g) \frac{\partial w}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} + \mu \left[\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left\{ r \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right) \right\} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right] \quad (3)$$



(a)



(b)

그림 4. 수축 절정기의 최대응력(σ_{max}) 분포 (a) 감소된 벽두께 모델 (b) 일정한 벽두께 모델
Fig. 4. Maximum stress(σ_{max}) distributions at peak systole (a) Decreased wall thickness (b) Uniform wall thickness

$$\frac{\partial u}{\partial t} + (u-u_g) \frac{\partial u}{\partial r} + (w-w_g) \frac{\partial u}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + \mu \left[\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left\{ r \left(\frac{\partial u}{\partial r} \right) \right\} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right] \quad (4)$$

여기에서 u 와 w 는 각각 r, z 방향의 유체 속도성분이고, u_g 와 w_g 는 각각 r, z 방향의 격자 속도성분이며, p 는 압력이다. 유동유체인 혈액은 밀도(ρ)가 1060 kg/m^3 , 점성계수(μ)가 0.035 Poise 인 뉴턴 유체로 가정하였다. 지배방정식 (2)-(4)을 풀기 위해서 유한체적법과 압력기반의 유한차분법을 이용한 상용 소프트웨어인 CFD-ACE[21]를 사용하였다. 수치해석에서 압력-속도의 연결성을 위하여 SIMPLEX[22]을 적용하였다.

문합부의 구조해석은 다음의 행렬방정식[23]을 통해서 수행되었다.

$$[M]\{\ddot{q}\} + [C]\{\dot{q}\} + [K]\{q\} = \{F\} \quad (5)$$

여기에서 $\{q\}$ 는 변위벡터, $[M]$ 은 질량행렬, $[C]$ 는 감쇠행렬, $[K]$ 는 강성행렬, $\{F\}$ 는 유동하중과 전단응력에 의한 힘벡터이다.

유동방정식의 이산화 과정에 있어서 구조에 따른 영향은 격자속도 향으로만 나타나며 구조방정식 사이의 직접적 연관성을 찾기는 매우 어렵다. 그러나 유동-고체 경계면에서는 유체와 구조의 속도가 항상 같다. 이는 유동-고체 경계면에서의 속도를 U_j 라고 하면, 경계면에서 Euler-Lagrangian 역변형(cont-ravariant) 속도성분 U_j 가 "영"이 됨을 의미한다:

$$U_j = \frac{\partial \xi^j}{\partial t} + \frac{\partial \xi^j}{\partial x_i} u_i = 0 \quad (6)$$

반면에, 유동-구조 경계면에서 변위벡터는 다음의 동요

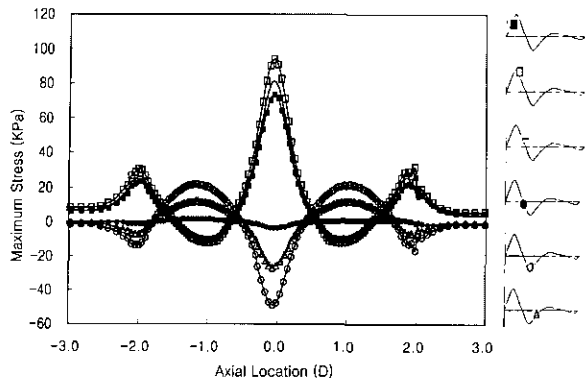


그림 5. 300% 확장된, 감소된 벽두께 모델의 각 순간에서의 최대 응력(σ_{max}) 분포

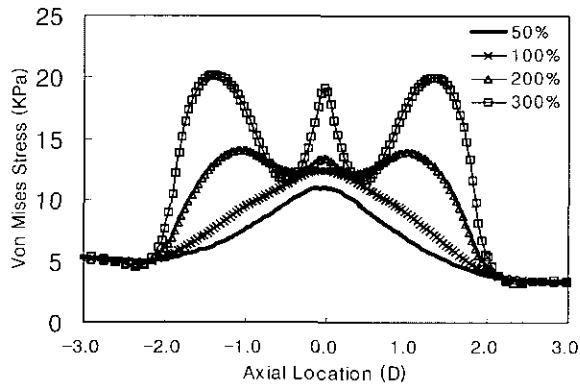
Fig. 5. Maximum stress(σ_{max}) distribution in 300% dilated, decreased wall thickness model at each instant.

(perturbation) 이론에 따라 결정된다.

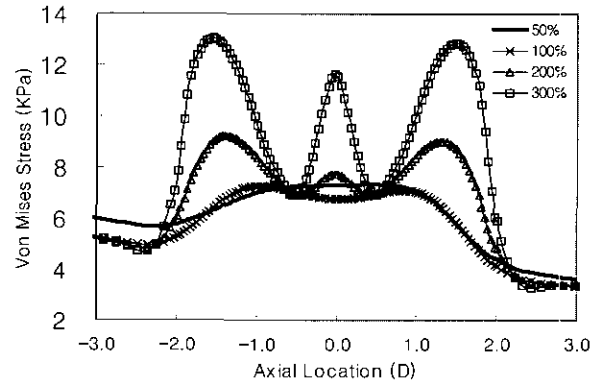
$$\{g\}_b = [IC]\{p\}_b \tag{7}$$

이 때 [IC]는 영향계수이고, $\{p\}_b$ 는 유체-구조 경계에서의 압력이다.

그림 3은 본 연구에서 수행된 수치해석의 대략적 순서를 나타내고 있다. 모델의 형상과 격자를 구성한 후 각 셀에 대하여 지배방정식으로부터 속도 및 압력을 계산한다. 유동-구조 경계면에서 유체속도와 고체의 운동속도와 같다는 경계조건과 경계면에서의 압력 데이터를 이용하여 구조해석의 입력조건으로 사용하고 이에 따라 변형과 응력분포 등을 계산한다. 이 때 변형이 크면 해의 수렴에 있어서 많은 어려움이 있으므로 영향계수를 이용하여 격자운동을 under-relaxation하여 update한다. 변형된 모델의 형상에 따라 격자분포를 재구성하며, 최종 결과



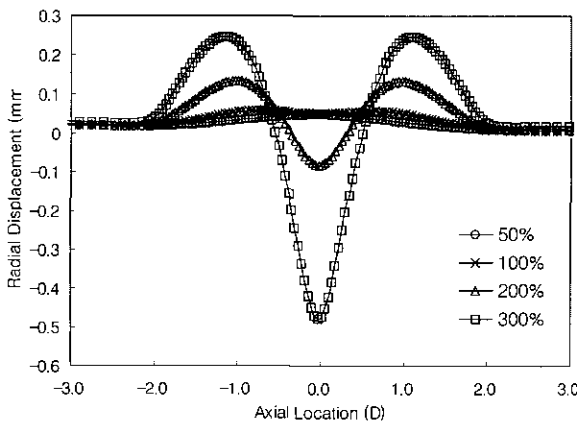
(a)



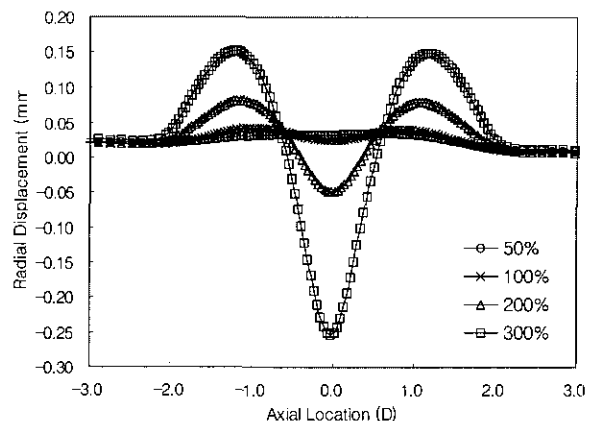
(b)

그림 6. 수축 절정기의 Von Mises 응력 분포 (a) 감소된 벽두께 모델 (b) 일정한 벽두께 모델

Fig. 6. Von Mises stress distributions at peak systole (a) Decreased wall thickness (b) Uniform wall thickness



(a)



(b)

그림 7. 수축 절정기의 직경의 변화 (a) 감소된 벽두께 모델 (b) 일정한 벽두께 모델

Fig. 7. Radial displacements at peak systole (a) Decreased wall thickness (b) Uniform wall thickness

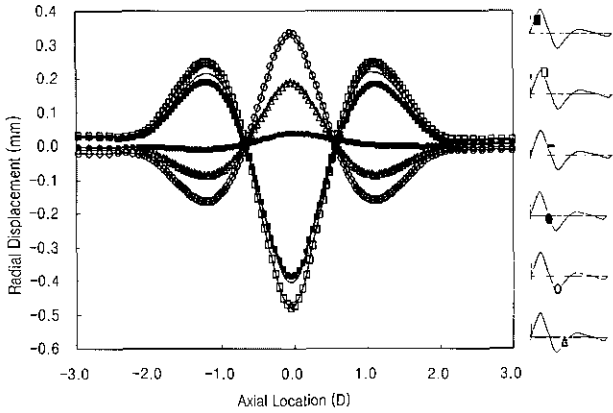


그림 8. 300 % 확장된, 감소된 벽두께 모델의 각 순간에서의 직경 변화
 Fig. 8. Radial displacements in 300 % dilated, decreased wall thickness model at each instant.

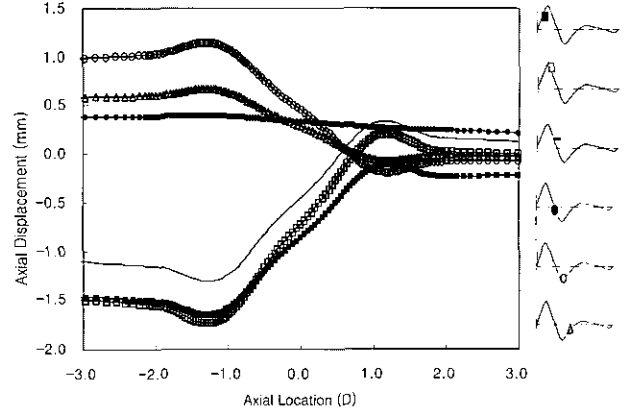


그림 9. 300 % 확장된, 감소된 벽두께 모델의 각 순간에서의 축방향 변위
 Fig. 9. Axial displacements in 300 % dilated, decreased wall thickness model at each instant.

가 허용오차 이내에 이를 때까지 이러한 과정을 반복한다. 이러한 전체 과정을 세 주기동안 반복하여 해석하고 마지막 주기의 결과를 최종결과로 선정하였다.

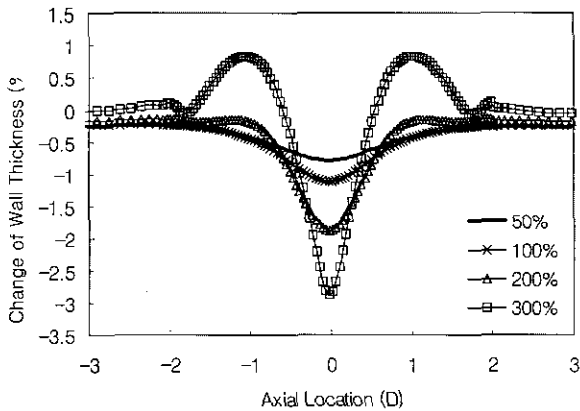
결과 및 토의

응력 분포

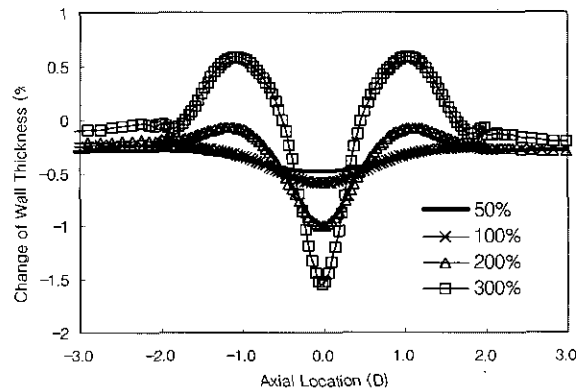
그림 4는 각 모델에 대해서 수축 절정기의 최대응력(σ_{max})의 분포를 나타낸 것으로, 일반적으로 동맥류의 확장된 영역에서 큰 응력이 작용됨을 알 수 있다. 동맥류의 확장이 심해질수록 최대 확장부와 $\pm 1D$ 부근에서 응력이 크게 작용하였다. 그리고 감소된 벽두께 모델의 경우, 일정한 벽두께 모델과

비교하면 응력 분포 패턴은 비슷하지만 그 크기는 더욱 증가한 것을 볼 수 있었다. 응력분포는 압력차이의 크기 및 동맥류의 형태와 밀접한 관련이 있었다. 그림 5는 한 주기 동안 300% 확장된, 감소된 벽두께 모델에 대한 동맥류 혈관벽 주위의 최대응력(σ_{max}) 분포를 나타낸 것으로, 최대 확장부에서는 수축절정기에 가장 큰 응력이 작용되고 한 주기동안의 응력 변화가 가장 크게 나타났다. 불안정한 응력집중은 동맥류의 시작점과 끝점에서 찾아볼 수 있는데, 이는 변곡점이 동맥류 파열에 민감하다는 Elger 등[24]의 연구 결과와도 일치한다.

그림 6은 각 모델에 대한 수축 절정기의 von Mises 응력분포를 나타낸 것이다. 50% 확장된 일정한 벽두께 모델의 경우, von Mises 응력은 -1D와 +1D 사이에서 상대적으로 일정한



(a) 감소된 벽두께 모델



(b) 일정한 벽두께 모델

그림 10. 수축 절정기의 벽두께의 변화율 (a) 감소된 벽두께 모델 (b) 일정한 벽두께 모델
 Fig. 10. Rate of change in wall thickness at peak systole (a) Decreased wall thickness (b) Uniform wall thickness

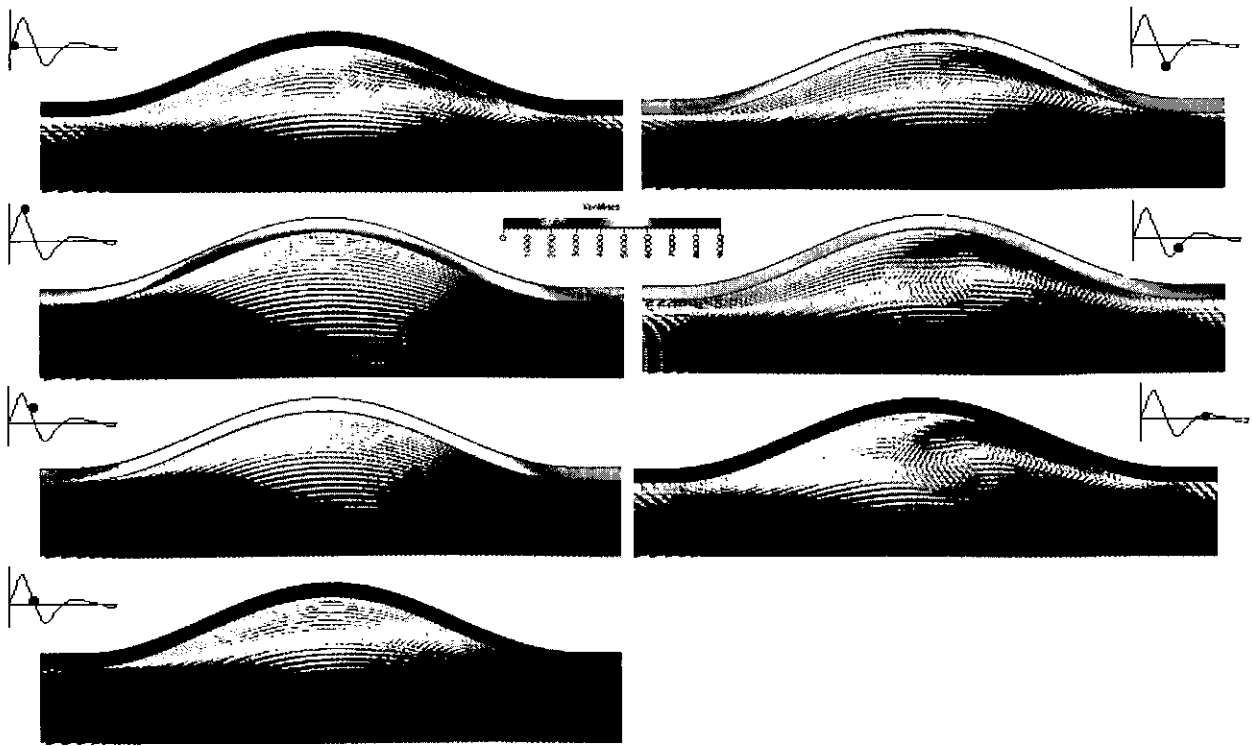


그림 11. 100 % 확장된, 일정한 벽두께 모델의 각 순간에서의 유동역
 Fig. 11. Flow field in 100 % dilated, uniform wall thickness aneurysm model at each instant

값을 나타냈다. 그러나 100 % 확장된 모델에서는 0D에서 보다 ±1D에서 약간 더 증가하였고, 더욱 확장된 모델에서는 0D에서 뿐만 아니라 동맥류의 근위부와 원위부에서 더욱 증가하였다. 이 결과는 Vorp 등[16]이 ANSYS를 이용해 구조해석만으로 비대칭 모델에 적용하여 얻은 응력분포와도 일치한다. 수축 절정기에 300 % 확장된 모델에서는 ±1.5D에서 12.9 kPa, 0D에서 11.7 kPa를 나타냈고, 이는 50 % 확장된 모델에 비해 각각 2.1배와 1.6배에 해당한다. 300 % 확장된 감소된 벽두께 모델의 경우, 일정한 벽두께 모델에 비해 ±1.4D에서 최대 1.5배 증가된 값을 나타냈다. 이는 최대 확장부에서 최대응력이 작용한다는 라플라스 법칙을 이용한 기존의 연구결과[25]와 상이함을 알 수 있다.

변 형

반경의 변화

그림 7은 각 모델에 대한 수축 절정기의 직경방향 변형을 나타낸 것이다. 동맥류의 확장이 심해질수록 최대 확장부의 반경이 현저하게 감소하는 반면, ±1D 부근의 반경은 증가하였으며 반경이 가장 큰 위치는 동맥류의 바깥쪽으로 이동하였다. 300 % 확장된 일정한 벽두께 모델의 경우, 수축 절정기에 이를 때까지 반경은 ±1.3D에서 0.152 mm 증가하였고, 음의 압력차이 동안에는 ±1.3D에서 0.1 mm 감소하였다. 한 주기동안의 최대 변위는 ±1.3D에서 0.252 mm로, 이는 동맥 반경의 약

3.4 %에 해당하고 50 % 확장된 모델에 비해 약 4.5배 증가된 것이다.

그림 8은 한 주기동안 300 % 확장된, 감소된 벽두께 모델의 직경방향의 변형을 나타낸다. 50 % 확장된 감소한 벽두께 모델의 경우, 반경은 최대 확장부위인 0D에서 0.082 mm의 최대 증가를 보였는데, 이는 동맥류의 확장이 상대적으로 작고 최대 확장부의 혈관벽이 얇기 때문인 것으로 생각된다. 그러나 다른 모델들에서는 최대 확장부위가 아닌 ±1D 부근에서 반경이 가장 크게 증가하였다. 300 % 확장된 감소한 벽두께 모델은 한 주기동안 ±1.2D에서 반경이 최대 0.412 mm 증가했는데, 이는 동맥 반지름의 약 5.5 %에 해당한다.

축방향 변형

그림 9는 한 주기동안의 300 % 확장된, 감소된 벽두께 모델의 축방향 변형이다. 50 % 확장된 일정한 벽두께 모델의 경우, 양의 압력차이 동안에는 동맥류의 근위부가 입구 쪽으로 움직였고, 반면에 음의 압력차이 동안에는 동맥류의 근위부가 출구 쪽으로 움직였다. 더욱 확장된 동맥류 모델일수록 동맥류의 근위부 영역이 원위부 영역보다 압력차이의 영향을 크게 받아 축방향 변형이 현저함을 알 수 있었다. 한 주기동안 근위부 영역의 최대 축방향 변형은 50 % 확장된 모델의 경우 0.72 mm, 300 % 확장된 모델의 경우 2.23 mm로, 이것은 더욱 확장된 모델일수록 직경방향의 변형 뿐만 아니라 축방향 변형도 매우 중요하다는 것을 의미한다. 300 % 확장된 감소된 벽두께 모델

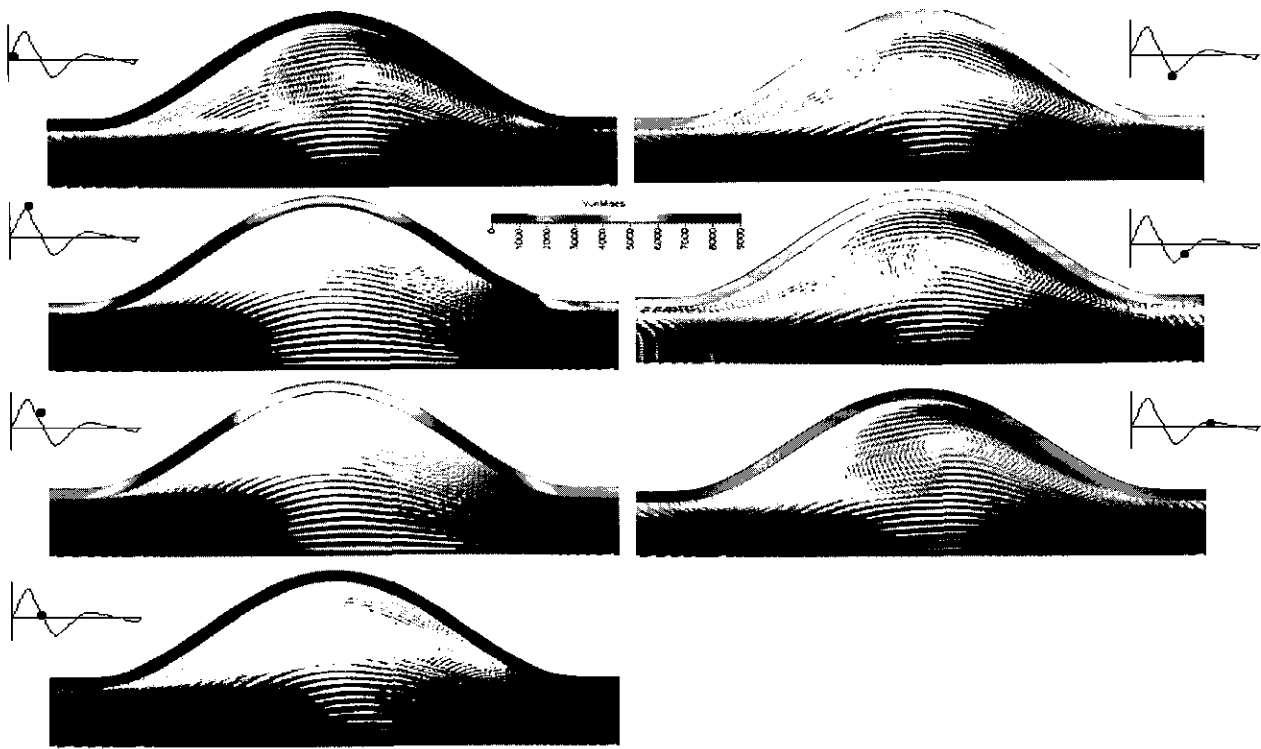


그림 12. 200 % 확장된, 일정한 벽두께 모델의 각 순간에서의 유동역
 Fig. 12. Flow field in 200% dilated, uniform wall thickness aneurysm model at each instant

의 경우 일정한 벽두께 모델의 경우보다 축방향 변형이 약 1.3 배 증가하였다.

벽두께의 변화율

그림 10은 수축 절정기에서의 벽두께 변화율로, 벽두께는 동맥류의 중앙에서 가장 감소하였다. 50 % 및 100 % 확장된 모델의 경우 동맥류의 모든 위치에서 혈관벽 두께가 감소하였

다. 그러나 200 % 확장된 모델에서는 ±1D 부근에서 벽두께가 덜 감소하였고, 300 % 확장된 모델에서는 벽두께가 오히려 증가하였다. 여기서 혈관 벽 두께가 증가한 이유는 혈관 벽을 일정한 부피로 가정했기 때문이다. 일반적으로 확장된 모델일수록 최대 확장부에서 더 큰 벽두께의 변화율이 발생했다. 이는 최대응력(σ_{max})이 양의 최대값을 나타내는 동맥류 중앙에서 벽두께는 최소가 되고, 반대로 음의 최대응력을 나타내는 부분(±1D)에서 벽두께가 최대가 됨을 의미한다.

유동과 벽전단률

그림 11과 그림 12는 한 주기동안 각각 100 %, 200 % 확장된 일정한 벽두께 모델의 유동을 나타낸다. 수축 시작기에, 100 % 확장된 일정한 벽두께 모델에서는 약한 와류가 동맥류 원위부에서 발견되며 동맥류 내벽 주위로 매우 미약한 재순환 영역이 존재하는데, 이는 Yu 등[2]의 실험결과와도 일치한다. 200 % 확장된 모델의 경우 100 % 확장된 모델에 비해 동맥류 원위부의 재순환은 더욱 강해지고 또한 이차 재순환은 입구 쪽에 위치함을 알 수 있었다.

수축 절정기에서는, 100 % 확장된 모델의 경우 동맥류 내부의 재순환은 소멸되었는데, 이 결과는 Yu 등[2]과 Egelhoff 등[26]의 연구결과와도 유사하였다. 그러나 더욱 확장된 모델일수록 동맥류 원위부에서의 재순환 영역과 동맥류 시작 부근(-2D)에서의 약한 와류를 찾아볼 수 있었다.

수축 절정기를 지나 수축 감속기에서는, 모든 모델에서 재순

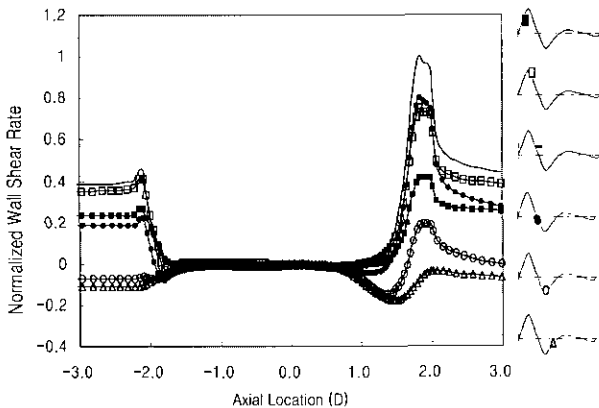


그림 13. 각 순간에서의 정규화된 벽전단률(벽전단률/최대 전단률)
 Fig. 13. Normalized wall shear rate (wall shear rate / maximum wall shear rate) at each instant

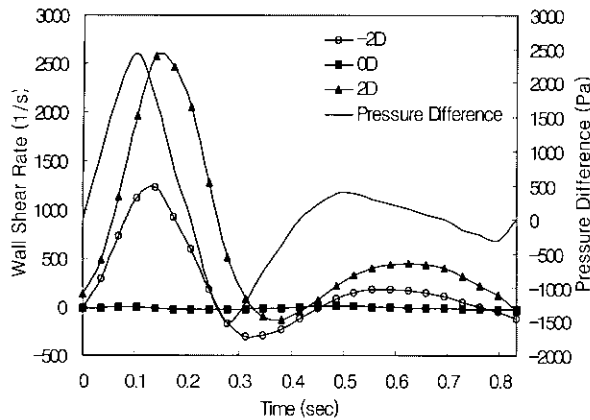


그림 14. 압력차이와 다른 위치에서의 벽전단률과의 위상차
Fig. 14. Phase delay between the pressure difference and the wall shear rate at different locations

환 영역이 동맥류의 근위부 영역에 더욱 넓게 발달하였다. 200% 및 300% 확장된 모델에서는 동맥류의 근위부에 서로 맞물린 세 개의 와류가 형성되면서 더욱 복잡한 유동 패턴을 나타냈다.

압력차이가 0인 단계에서는, 100% 확장된 모델의 경우 재순환 영역이 동맥류의 원위부 쪽으로 이동하면서 재부착점이 1D 근처에 위치하였다. 그러나 더욱 확장된 모델에서는 복잡한 유동 패턴이 사라지고 동맥류 내부는 하나의 커다란 와류에 의해 지배되었다.

최소 압력차이 단계에서는, 50% 확장된 모델의 경우 유동 박리점 및 재부착점이 각각 동맥류의 입구 및 출구 쪽으로 더욱 가까이 이동하였다. 더욱 확장된 모델에서는 동맥류 입구 벽주위에서 역방향의 유동이 관찰되었다. 압력차이가 “음”일 때의 동맥류 내부의 와류는 수축 절정기 때보다 더 발달하였는데, 이는 Yu[8]의 연구 결과와도 일치한다.

최소 압력차이를 지나 증가하는 단계에서, 가장 강하게 성장된 와류를 볼 수 있었다. 50% 확장된 모델의 경우 최소 압력차이 때와 비교하여 유동 패턴에 있어서 큰 차이는 없었고, 동맥류의 시작점 및 끝점 부근 혈관 벽에서는 역방향의 유동을 관찰할 수 없었다. 그러나 더욱 확장된 모델에서는, Viswanath 등[14]의 연구결과와 같이, 동맥류의 시작점 및 끝점 부근 혈관벽에서 역방향의 유동이 형성되어 유동박리점과 재부착점이 사라졌다. Yu 등[2]의 연구에서는 유동이 다시 가속화됨에 따라 와류는 급격히 감소한다고 보고하였으나, 본 연구에서는 압력차이가 “음”을 유지할 때까지 와류가 더욱 발달됨을 알 수 있었다.

압력차이가 두 번째 정점에 도달했을 때, 100% 확장된 모델의 경우 역방향의 유동은 사라지고 동맥류 원위부 끝부분에서 재부착점을 볼 수 있었다. 유동박리점은 순방향 유동에 의한 영향으로 아직까지 동맥류 입구부분에서 발견되지 않았고, 동맥류 내부의 유동은 매우 복잡한 형태를 보였다. 200% 및

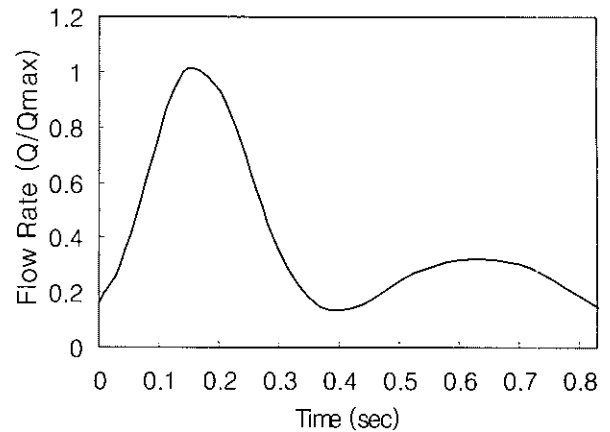


그림 15. 입구(-18D)에서의 유량 파형
Fig. 15. Flow waveform in the inlet (-18D)

300% 확장된 모델의 경우도 100% 확장된 모델의 경우와 유사하였고 동맥류 근위부 영역에서 넓은 재순환 영역이 형성되었다.

그림 13은 한 주기 동안의 정규화된 벽전단률(벽전단률/최대 전단률)을 나타낸다. 주목할 점은 최대 벽전단률은 수축 절정기가 아니라 수축 감속기에서 나타난다는 점인데, 이것은 압력차이와 벽전단률 사이에 위상차가 존재한다는 것을 의미한다. 수축 가속기 동안 동맥류의 시작점에서는 벽전단률이 현저히 감소하고 동맥류 내에서는 “영”에 가까운 값을 유지하였다. 그러나 동맥류의 원위부(1.5D)에서는 벽전단률이 급속히 증가되고 1.9D 부근에서 최대가 되었다. 벽전단률이 동맥류 내부(-2D~1D)에서는 매우 작은 값을 유지하였으나, 동맥류 원위부(1.5D~2D)에서는 압력차이에 따라 매우 급격한 변화를 나타냈다.

그림 14는 압력차이와 다른 위치에서의 벽전단률과의 위상차를 나타낸 것으로, 동맥류의 내부에서는 압력차이와 벽전단률 사이에 혈관의 탄성에 의해 시간 지연이 존재함을 알 수 있다. 벽전단률은 동맥류 확장이 증가할수록 동맥류의 양 끝단을 제외한 나머지 부분에서 더 작았다. 이것은 벽의 탄성 또는 움직임이 클수록 벽전단률은 감소함을 의미한다. 그림 15는 해석 결과로부터 얻어진 입구(-18D)에서의 유량 파형이다. 입구(-18D)에서의 평균 속도는 18 cm/s, 최대 유량은 수축 절정기를 지나 수축 감속기에서 6.0 liter/min, 평균 유량은 2.3 liter/min을 나타냈다. 한 주기 동안의 유량 파형 역시 압력 파형과 유사하나 위상차가 존재함을 알 수 있었다.

본 연구를 위해서 한 주기를 24개로 나누어 총 세 주기 동안을 해석하였다. 두 번째, 세 번째 주기의 최대절정기에서 최대응력 및 벽전단률을 비교한 결과, 오차가 각각 1.6%, 5.4%로 나타났다. 벽전단률의 경우 그 차이가 다소 크게 나타났는데, 이는 최대 확장부에서의 속도가 매우 작기 때문에 작은 차이에도 불구하고 상대적으로 큰 오차를 나타낸 것이다. 또한 평균 입구 압력을 이용하여 레이놀즈 수를 계산한 결과, 평균

레이놀즈 수가 830이고 최대 절정기에는 2580을 얻었다. 이는 평균 레이놀즈 수를 기준으로 층류에 해당하고 또한 혈관벽의 탄성에 의해서 층류 현상은 더욱 현저하게 될 것이므로 박동 유동의 전체를 해석하기 위해서 층류로 가정하였다.

본 연구에서는 복부대동맥류의 기전을 이해하기 위해서 유체-구조 상호작용을 이용하여 여덟 개의 축대칭 모델을 해석하였다. 향후 실지 의료영상을 이용하여 얻은 환자의 동맥류 형상을 동일한 방법으로 해석하고자 한다. 이와 같은 유동과 구조의 상호작용을 고려하여 동시에 해석하는 것은 다른 심혈관계 현상을 이해하는데도 매우 유용할 것으로 생각된다.

결 론

맥동유동에 의한 축대칭 복부대동맥류에서의 유체-구조 상호작용을 유한체적법, 유한차분법, 유한요소법 등을 동시에 적용하여 해석하였다.

1) 동맥류의 확장부위가 클수록 최대응력(σ_{max})은 최대확장부위와 변곡점에 해당하는 동맥류의 입구 및 출구 부분에 집중되었다.

2) Von Mises 응력은 최대확장부위 뿐만 아니라 동맥류의 근위부와 원위부($\pm 1D$)에서도 증가하였고, 확장된 모델일수록 최대 응력의 위치는 동맥류 바깥쪽으로 이동하였다.

3) 더욱 확장된 모델일수록 혈관벽은 직경방향의 변위보다 축방향의 변위가 지배적이었으며, 동맥류 원 위부 보다 근위부에서 큰 변위를 나타냈다.

4) 동맥류 입구부의 미약한 와류는 한 주기동안 그 크기와 강도를 더해가며 동맥류 원위부로 이동하였고, 동맥류의 내부 유동은 압력차이가 감소하는 기간동안 더 큰 영향을 받았다. 확장정도가 심할수록 동맥류 내부에 더 크고 강한 와류가 관찰되었다.

5) 압력차이가 최소가 된 직후 동맥류의 근위부와 원위부 동맥 벽 근처에서의 역방향 유동이 관찰되었다.

6) 대체로 혈관벽 두께가 감소한 모델과 더욱 확장된 모델일수록 벽전단력은 감소하였다.

7) 혈관벽의 탄성에 의하여 압력차이와 벽전단력 사이에 위상차가 존재함이 확인되었다.

후 기

본 연구는 과학기술부, 한국과학재단 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터의 지원에 의한 것입니다.

참 고 문 헌

1. D. Bluestein, L. Niu, R.T. Schoepoerster and M.K. DeWanjee, "Steady flow in an aneurysm model: correlation between fluid dynamics and blood platelet deposition," J Biomech. Eng, Vol. 118, pp. 280-286,

1996
 2. S.C.M. Yu, W.K. Chan, B.T.H. Ng and L.P. Chua, "A numerical investigation on the steady and pulsatile flow characteristics in axi-symmetric abdominal aortic aneurysm models with some experimental evaluation", J Med Eng & Tech, Vol. 23, pp. 228-239, 1999
 3. R.T. Schoepoerster, F. Oynes, H. Nunez, M. Kapadvanjwala and M.K. Dewanjee, "Effects of local geometry and fluid dynamics on regional platelet deposition on artificial surfaces," Artherosclerosis and Thrombosis, Vol. 12, pp. 1806-1813, 1993
 4. C.L. Asbury, J.W. Ruberti, E.I. Bluth and R.A. Peattie, "Experimental investigation of steady flow in rigid models of abdominal aortic aneurysm models," Ann Biomed Eng, Vol. 23, pp. 29-39, 1995
 5. R.D. Budwig, D. Elger, H. Hooper and J. Slippy, "Steady flow in abdominal aortic aneurysm models." J Biomech Eng, Vol. 115, pp. 418-423, 1993
 6. T. Schrader, R.A. Peattie, E.I. Bluth and C.E. Comstock, "A qualitative investigation of turbulence in the flow through a model of an abdominal aortic aneurysm," Invest Radiol, Vol. 27, pp. 515-519, 1992
 7. R.A. Peattie, T. Schrader, E.I. Bluth and C.E. Comstock, "Development of turbulent in steady flow through models of abdominal aortic aneurysms," J Ultrasound Med, Vol. 13, pp. 467-472, 1994
 8. S.C.M. Yu, "Steady and pulsatile flow studies in abdominal aortic aneurysm models using particle image velocimetry," Int J Heat and Fluid Flow, Vol. 21, pp.74-83, 2000
 9. T. Fukushima, T. Matsuzawa and T. Homma, "Visualization and finite element analysis of pulsatile flow in models of abdominal aortic aneurysm," Biorheology, Vol. 26, pp. 109-113, 1986
 10. S.O. Wille, "Pulsating pressure and flow in an arterial aneurysm simulated in a mathematical model," J Biomed Eng, Vol. 3, pp. 153-158, 1981
 11. K. Pertold, "On the paths of fluid particles in an axisymmetric aneurysm," J Biomech, Vol. 20, pp. 311-317, 1987
 12. T.W. Taylor and T. Yamaguchi, "Three dimensional simulation of blood flow in an abdominal aortic aneurysm - steady and unsteady flow cases," J Biomed Eng, Vol. 116, pp. 89-97, 1994
 13. B.V.R. Kumar and K.B. Naidu, "Hemodynamics in aneurysm," Computers and Biomed Res, Vol. 29, pp. 119-139, 1996

14. N. Viswanath, C.M. Rodkiewicz and S. Zajac, "On the abdominal aortic aneurysms : pulsatile state considerations", Med Eng Phys, Vol. 19, No. 4, pp.343-351, 1997
15. R. Limet, N. Sakalihassan and A. Albert, "Determination of the expansion rate and incidence of rupture of abdominal aortic aneurysm," J Vasc Surg, Vol. 14, pp. 540-548, 1991
16. D.A. Vorp, M.L. Raghavan and M.W. Webster, "Mechanical wall stress in abdominal aortic aneurysm: influence of diameter and asymmetry," J Vasc Surg, Vol. 27, pp. 632-639, 1998
17. M.M. Stringfellow, P.F. Lawrence and R.G. Stringfellow, "The influence of aorta-aneurysm geometry upon stress in the aneurysm wall," J Surg Res, Vol. 42, pp. 425-433, 1987
18. W.R. Mower, L.J. Baraff and J. Sneyd, "Stress distribution in vascular aneurysms: factors affecting risk of aneurysm rupture," J Surg Res, Vol. 55, pp. 155-161, 1993
19. D.F. Elger, D.M. Blackketter, R.S. Budwig and K.H. Johansen, "The influence of shape on the stresses in model abdominal aortic aneurysms", J Biomech Eng, Vol. 118, pp. 326-332, 1996
20. Y.H. Kim, "A study of the end-to-end vascular anastomosis based on fluid-structure interaction," J Biomed Eng Res, Vol. 20, pp. 593-599, 1999
21. CFD-ACE Tutorials, Volume I, 1998.
22. J.P. Van Doormal and G.D. Raithby, "Enhancement of the SIMPLEC method for predicting incompressible fluid flows," Numerical Heat Transfer, Vol. 7, pp. 147-163, 1984
23. O.C. Zienkiewicz, The finite element method, McGraw-Hill Book, 1977
24. D.F. Elger, D.M. Blackketter, R.S. Budwig and K.H. Johansen, "The Influence of shape on the stresses in model abdominal aortic aneurysms", J Biomech Eng, Vol. 118, pp. 326-332, 1996
25. P.B. Dobrin, "Pathophysiology and pathogenesis of aortic aneurysm : current concepts", Surg Clin North Am, Vol. 69, pp. 687-703, 1989
26. C.J. Egelhoff, R.S. Budwig, D.F. Elger, T.A. Khraishi and K.H. Johansen, "Model studies of the flow in abdominal aortic aneurysms during resting and exercise conditions," J Biomech, Vol. 32, pp. 1319-1329, 1999