

인조혈관의 단단문합에 대한 유동과 구조의 동시 해석

김 영 호

연세대 보건과학대학 의용전사공학과, 의공학연구소
(1999년 8월 9일 접수, 1999년 10월 25일 채택)

A Simultaneous Fluid-Structure Modeling of the End-to-End Vascular Graft Anastomosis

Young Ho Kim

Dept. of Biomedical Engineering, college of Health Science, Institute of Medical Engineering, Yonsei University
(Received August 9, 1999, Accepted October 25, 1999)

요 약 : 수축절정기에 0.2mm, 0.4mm 두께의 소구경 인조혈관의 내경 3.2mm의 동맥에 문합한 단단문합 주위의 유동과 구조해석을 동시에 수행하였다. 유동해석 결과 속도분포 및 벽전단율은 타 연구결과와 매우 유사하며 이론해와 매우 유사함을 보였다. 유동에 의해서 문합부 주위에 작용하는 응력은 문합부에 집중되며 이는 수 십만 Pa에 달했다. 또한 인조혈관과 동맥에 작용하는 원주방향의 응력을 이론해와 비교한 결과 서로 유사함을 보였으며 두께가 얇은 인조혈관을 사용하는 경우 문합부의 compliance mismatch는 개선되나 반대로 응력은 더 많이 받을 수 있었다. 본 연구를 통해서 유체에 의하여 혈관이 영향을 받는 심혈관계 현상을 연구하는 데 있어서 이와 같은 유체-구조 상호작용을 고려하여 동시에 해석하는 방법은 매우 유용할 것으로 생각된다.

Abstract : In the present study, both flow and structural analyses on the region of end-to-end small vascular graft anastomoses of 0.2mm and 0.4mm thick grafts and a 3.2mm diameter artery were simultaneously determined considering fluid-structure interactions at peak systole. Fluid dynamic results showed that the velocity distribution and wall shear rates were relevant to the other studies and very close to theoretical values. Calculated circumferential stresses were in good agreement with theoretical values based on the hoop stress acting on a cylindrical vessel. A significant stress concentration was found at both the proximal and distal anastomotic sites. A thin wall graft has a small advantage for the compliance mismatch between the artery and the graft, but much larger stresses were distributed along the graft. Fluid-structure interactions are frequently found especially in the cardiovascular system. A simultaneous handling of fluid dynamics and the structural analysis would be very promising to study various cardiovascular phenomena.

Key words : Fluid-Structure Interaction(유체-구조 상호작용), End-to-End Anastomosis(단단문합), Intimal Hyperplasia(내막증식), Compliance Mismatch, Wall Shear Rate(벽전단율), Stress Distribution(응력분포)

서 론

인조혈관시술 이후 문합부 동맥내벽의 섬유상 증식(Anastomotic Neointimal Fibrous Hyperplasia: ANFH)은 자주 발생하며 이는 혈류학적으로 유동을 제한시키고 부가적으로 혈전을

유발하기도 한다^{1) 2)}. ANFH는 모든 심혈관계의 단단문합부 주위에서 흔히 관찰된다^{1) 2)}. 문합부에서의 compliance mismatch가 이러한 인조혈관 시술이 실패하는데 있어서 가장 주요한 원인으로 믿어지 왔다. 특히 구경이 6mm 이하의 작은 혈관의 문합부에 있어서 compliance mismatch에 의하여 비정상적 혈류 또는 벽전단응력을 유발하여 혈전현상을 야기할 수 있고 결국 동맥내벽의 섬유상 증식 또는 아테롬성 동맥경화로 발전하게 된다^{1) 2)}. 두께가 얇은 인조혈관이 compliance 면에서 다소 유리하므로 두께가 얇은 인조혈관을 사용하는 예가 늘고 있다. 그러나 아직도 동맥과의 compliance mismatch는 여전히 단단문합의 가장 중요한 문제점으로 남아 있는 실정이다. Kim과

<속보논문>

통신저자: 김영호, (220 710) 강원도 원주시 통일면 폐지리 234
연세대학교 의용전자공학과
Tel. (0371)760-2492, Fax. (0371)760 2197
E-mail: yhkim@dragon.yonsei.ac.kr

표 1. 본 연구에서 사용된 두 모델

		Internal Diameter (mm)	Thickness (mm)	Elastic Modulus (MPa)
Model I	Artery	3.2	0.4	0.45
	Graft	3.2	0.4	2.2
Model II	Artery	3.2	0.4	0.45
	Graft	3.6	0.2	2.2

Chandran^[7]은 flush-mounted hot-film 계측을 이용하여 단단문합 주위에서의 벽전단응력을 측정하고 진산유동해석 결과와 비교한 바 있다. 그들은 원위문합부 식후방에서 벽전단응력이 현저하게 감소함을 입증한 바 있다. Rogers 등^[8]과 Chandran 등^[9]은 단단문합부에 관한 유한요소해석을 수행한 결과 문합부 주위에 현저한 응력집중현상을 보고하였다.

대부분의 심혈관계 혈류역학 분석에 있어서 유체-고체 상호작용은 일반적인 현상이다. 특히 심혈관계 유동은 시간에 따라 변하는 압력구배 형태와 관강압력에 의해서 혈관이 수축 또는 팽창하게 되고, 따라서 혈관계 유동현상을 정확히 파악하기 위해서는 유동-구조 상호작용을 고려한 유동과 구조의 동시해석이 불가피하다. 그러나 이와 같은 유체-고체 상호작용을 해결하려는 많은 시도에도 불구하고, 대부분 공간적 보존법칙 (Space Conservation Law : SCL)을 만족시키지 못함으로써 인한 부정확성이 큰 문제점으로 여기져 왔다. Demirdzic과 Peric^[10]은 SCL이 운동의 기본방정식이며, 이를 만족하지 못하는 경우 잘못된 질량의 원천의 형태로 오차를 유발한다는 것을 보여주었다. 또한 그들은 이를 유동학적 접근식에 적용하여 유직이는 이차원 평판유동에 성공적으로 적용시켰다.

따라서 본 연구는 소구경의 혈관에 대해서 정상혈액유동에 의하여 단단문합부 주위에 작용되는 응력과 변형률 동시에 계산하고 이를 이론식과 비교하여 심혈관계 현상 연구에 새로운 가능성을 제시하고자 함을 그 목적으로 한다.

방 법

그림 1은 본 연구의 단단문합 개략도이다.

단단문합은 축대칭으로 가정했으며 근위동맥부, 인조혈관, 원위동맥부의 길이를 각각 200mm, 40mm, 200mm로 하였다. 혈관의 직경(D)이 3.2mm, 두께(h)가 0.4mm인 동맥과 각각 0.4mm, 0.2mm인 인조혈관을 문합한 두 모델을 형성하였다 (표 1). 혈관과 인조혈관의 탄성계수는 각각 0.45MPa, 2.2MPa, Poisson 비는 모두 0.49인 균질의 등방성 물질로 가정하였다.

그림 2(a)의 격자재는 동맥과 인조혈관의 두께가 똑같이 0.4mm인 경우를 나타낸 것이고 그림 2(b)는 인조혈관의 두께가 0.2mm로 동맥보다 두께가 얇은 인조혈관의 문합부를 나타낸 격자재이다. 혈관의 내벽과 양문합부 주위에 격자를 집중하여 그 부위의 수치해석의 정확성을 증가시키고자 하였다.

진산 유동영역을 작은 격자로 나누어 body-fitted 격자분포를 형성하였다. 혈관 벽의 움직임에 의하여 야기되는 유동영역

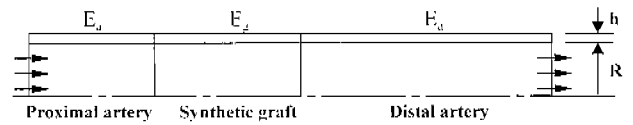
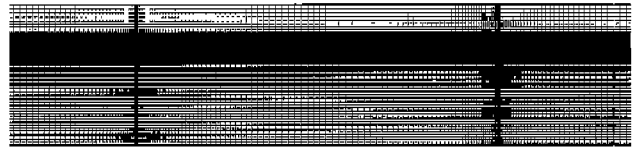
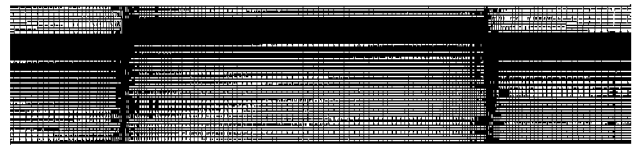


그림 1. 단단문합의 개략도
Fig. 1. The schematic of an end-to-end anastomosis.



(a)



(b)

그림 2. 단단문합의 격자분포

(a) 모델 I, (b) 모델 2

주: 반경방향으로 5배 확대시킨 것임.

Fig. 2. Grid distributions for the end-to-end anastomosis.

(a) Model I, (b) Model II

Note: Magnified 5-times in the radial direction.

의 변화를 위해서 유동에 따라 움직이는 격자를 사용하였다. 본 연구에 적용된 정상유동의 지배방정식은 아래와 같이 변형된 Navier-Stokes 방정식이 된다.

$$\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left[r(u - u_s) \right] + \frac{\partial}{\partial z} (w - w_s) = 0 \tag{1}$$

$$(u - u_s) \frac{\partial u}{\partial r} + (w - w_s) \frac{\partial u}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\mu}{\rho} \left[\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left\{ r \left(\frac{\partial u}{\partial r} \right) \right\} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right] \tag{2}$$

$$(u - u_s) \frac{\partial w}{\partial r} + (w - w_s) \frac{\partial w}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} + \frac{\mu}{\rho} \left[\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left\{ r \left(\frac{\partial w}{\partial r} \right) \right\} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right] \tag{3}$$

여기에서 u 와 w 는 각각 r, z 방향의 유체 속도성분이고, u_s 와 w_s 는 각각 r, z 방향의 격자 속도성분이며, p 는 압력이다. 유동유체인 혈액은 밀도(ρ)가 1060kg/m^3 , 점성계수(μ)가 0.035Poise 인 뉴턴 유체로 가정하였다. 대퇴동맥에서의 수축 절정기 시 대퇴동맥에서의 평균속도 1m/s 를 입구조건으로, 출구 압력을 99mmHg 를 출구조건으로 설정하였다. 이 때의 입구속도를 기준으로 계산된 Reynolds 수는 970 이었다. 지배방정식 (1)-(3)을 풀기 위해서 유한체적법과 압력 기반 유한차분법을 이용한 상용 소프트웨어인 CFD-ACE를 사용하였다. 수치해석에서 압력-속도의 인접성을 위하여 SIMPLIC을 적용하였다.

문합부의 구조해석은 다음의 행렬방정식^[11]을 통해서 수행되

었다:

$$[M] \{ \ddot{q} \} + [C] \{ \dot{q} \} + [K] \{ q \} = \{ F \} \quad (4)$$

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 속도 u_i 라고 하면, 경계면에서 Euler-Lagrangian 역변형(contravariant) 속도성분 U_i 가 “영”이 됨을 의미한다:

$$U_i = \frac{\partial \xi_i'}{\partial t} + \frac{\partial \xi_i'}{\partial x_j} u_j = 0 \quad (5)$$

반면에, 유동-구조 경계면에서 변위벡터는 다음의 동요(perturbation) 이론에 따라 결정된다:

$$\{ \ddot{q} \}_s = [IC] \{ p \}_s \quad (6)$$

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

그림 3은 본 연구에서 수행된 수치해석의 대략적 순서를 나타내고 있다. 모델의 형상과 격자를 구성한 후 각 cell에 대하여 지배방정식으로부터 속도 및 압력을 계산한다. 유동-구조 경계면에서 유체속도와 고체의 운동속도와 같은 경계조건과 경계면에서의 압력 데이터를 이용하여 구조해석의 입력조건으로 사용하고 이에 따라 변형과 응력분포 등을 계산한다. 이 때

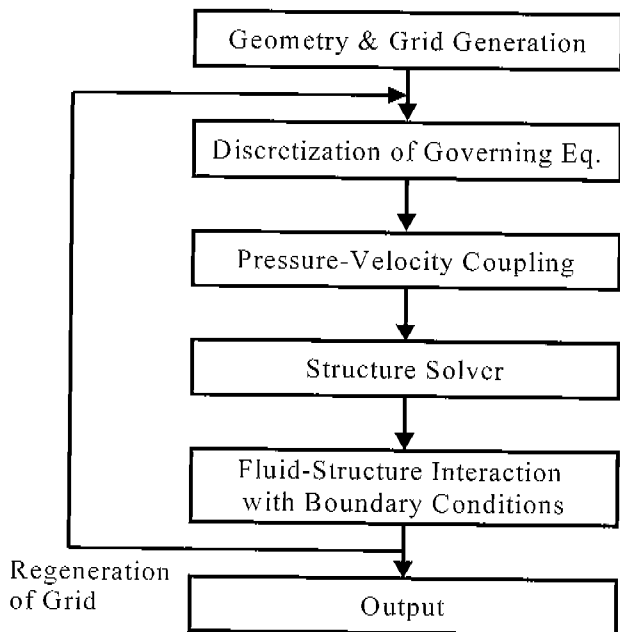


그림 3. 본 수치해석에 사용된 전체 순서도
Fig. 3. Overall procedures in the present numerical study.

변형이 크면 해의 수렴에 있어서 많은 어려움이 있으므로 영향 계수를 이용하여 격자운동(grid motion)을 under-relaxation하여 update한다. 변형된 모델의 형상에 따라 격자분포를 재구성하며, 최종 결과가 허용오차 이내에 이를 때까지 이러한 과정을 반복한다.

결과 및 토의

1. 속도분포

그림 4(a)에서는 Model I의 속도벡터를 보여주고 있다. 문합에 의해서 혈관 내벽 가까운 곳에서 작은 영향은 받으나 축대칭 유동의 내포적 특성인 포물선 형태의 속도분포를 잘 나타내었다. 근위분합부에는 혈관의 직경이 감소하여 속도가 약간 증가하고, 원위분합부 부분에서 직경이 다시 증가하여 속도가 감소하는 것으로 나타났으나 그 변화가 현저하지는 않았다. 그림 4(b)는 Model II의 유체 속도 벡터이다. 두께가 0.4mm인 모델과 유사한 형태를 나타냈으나, 근위분합부 직후의 혈관 내벽에서 문합형상에 따른 유동막리현상과 그 후단에 약한 와류(vortex)가 발견되었다. 반면에 두 모델 모두에 대해서 원위분합부에서는 유동막리현상이 나타나지 않았다.

2. 벽전단률

그림 5는 단단문합의 축방향 벽전단률을 나타내고 있다. 두 모델 모두 문합부 주위에서의 기하학적 불연속으로 인해서 벽전단률이 급격히 변화함을 보였고 문합부에서 멀리 떨어진 혈관부분에서는 벽전단률이 비교적 일정한 값을 유지하였다. Model I의 경우, 문합부위에 비하여 인조혈관에서 벽전단률이 약간 증가된 상태를 그대로 유지하였다. 원위분합부 후방에서의 저전단률 영역은 발견되지 않고 근위동맥부와 유사한 전단률을 보였다. Model II의 경우, 문합부 형상에 따른 근위분합부 직후에서 유동막리현상과 함께 저전단률 영역의 나타나고 인조혈관 내에서 벽전단률이 증가하지만 근위동맥부에서의 값에는 이르지 못함을 보였다. 원위분합부에서 현저한 벽전단률의 현저한 증가는 문합부 형상의 불연속에 의한 것으로 생각되며 급히 원위분합부 직후방에서 급히 감소하여 근위동맥부에서의 값에 접근함을 알 수 있었다.

저전단응력, 교번전단지수(Oscillating Shear Index: OSI) 등이 ANMI 형성에 있어서 주요한 유동인자임이 발표된 바 있다^[37,32,14]. 본 연구에서는 수축결정기에 대한 정상유동 및 구조해석을 수행하였으므로 OSI를 실제로 계산하지 못했으나 내부유동에 따라 움직이는 혈관 내벽의 벽전단률을 계산하였다.

축대칭 종류 유동의 벽전단률($\dot{\gamma}$)은 다음과 같이 표시된다.

$$\dot{\gamma} = - \frac{\Delta p}{2 \mu L} R \quad (7)$$

이 때 Δp 는 압력강하이며 L 은 거리이고, R 는 내경이다. 표 2에서는 원위동맥부 후단에서의 해석해와 수치해를 비교하고 있으며 그 오차는 5% 이내임을 알 수 있었다.

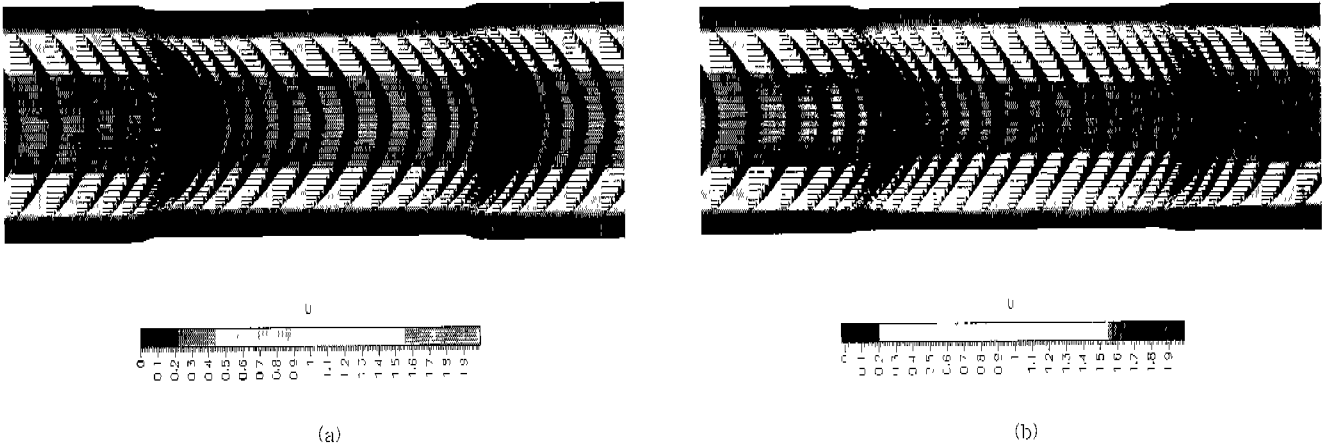


그림 4. 단단문합의 속도벡터

(a) 모델 I, (b) 모델 2

주: 반경방향으로 5배 확대시킨 것임.

Fig. 4. Velocity vectors in the end-to-end anastomosis.

(a) Model I, (b) Model II

Note: Magnified 5-times in the radial direction.

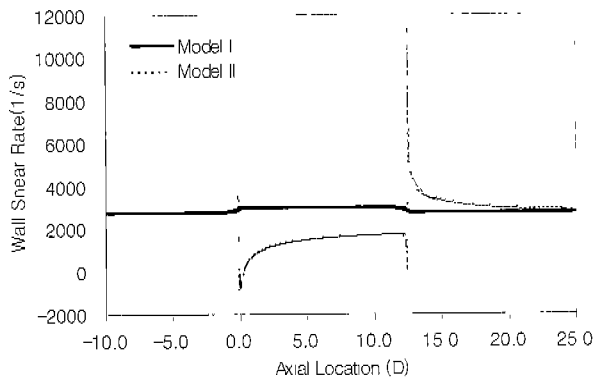


그림 5. 단단문합의 벽전단률 분포

Fig. 5. Wall shear rate distributions in the end-to-end anastomosis.

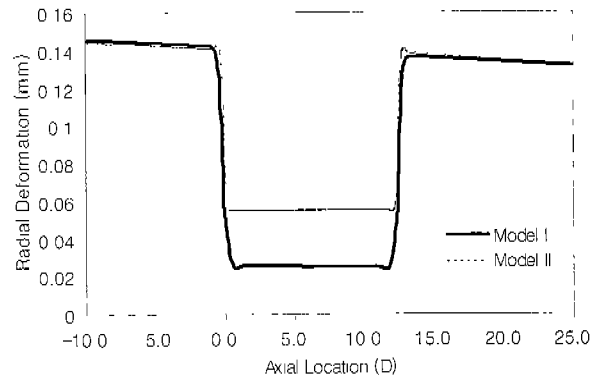


그림 6. 단단문합부 내벽의 반경방향 변형 분포

Fig. 6. Radial deformations along the end-to-end anastomosis.

표 2. 원위동맥부 벽전단률에 관한 수치해와 이론해의 비교

	Theoretical solution (s ⁻¹)	Numerical solution (s ⁻¹)	Error (%)
Model I	2695	2815	4.4
Model II	2871	2822	-1.7

표 3. Compliance의 수치해와 이론해의 비교

		Theoretical solution (%/mmHg)×100	Numerical solution (%/mmHg)×100	Error (%)
Distal artery	Model I	6.63	6.76	2.0
	Model II	6.63	6.76	2.0
Graft	Model I	1.21	1.35	8.8
	Model II	2.88	2.94	1.9

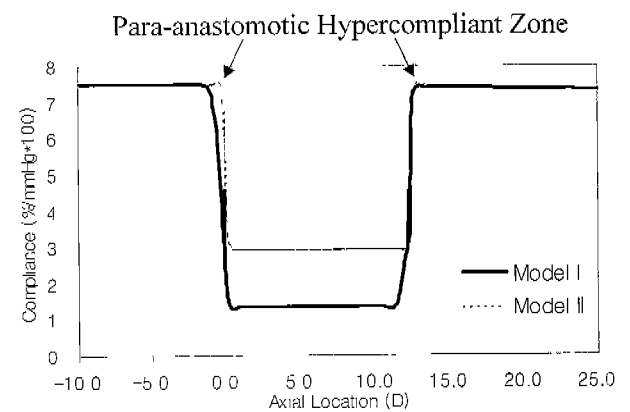


그림 7. 모델 I과 II의 compliance 분포

Fig. 7. Compliance distributions in Model I and Model II

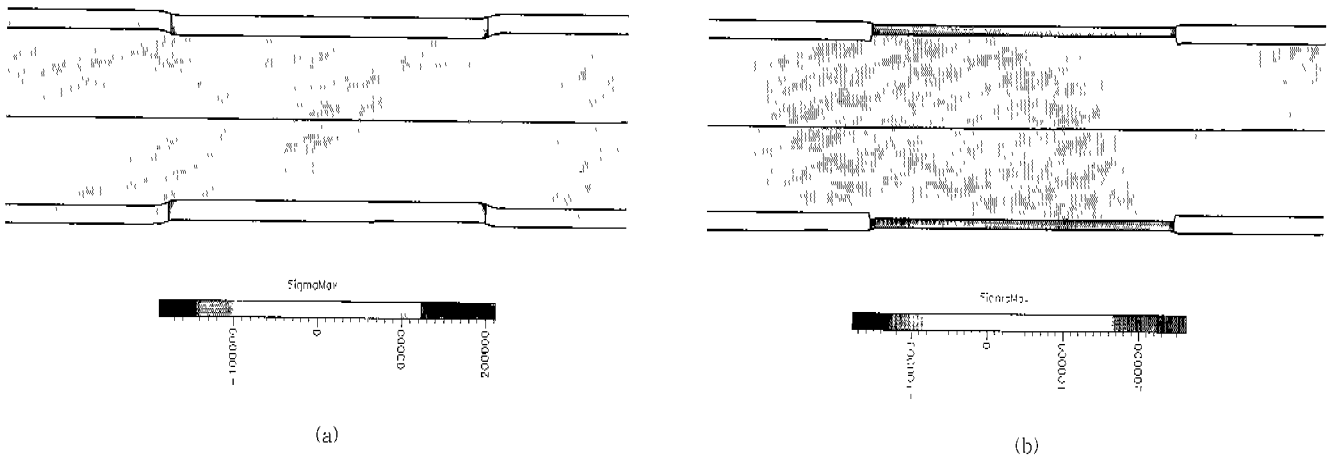


그림 8. 단단분합에서의 최대응력 분포

(a) 모델 1, (b) 모델 2

주: 반경방향으로 5배 확대시킨 것임.

Fig. 8. Maximum stress distributions in the end-to-end anastomosis.

(a) Model I, (b) Model II

Note: Magnified 5-times in the radial direction.

3. 변형 및 compliance

그림 6은 단단분합 주위의 반경방향 변형을 나타낸 그림이다. 입구의 압력이 출구에 비해서 높으므로 변형은 0.14mm 정도의 변형을 보였으나 동맥의 원위부에 비해서 근위부에서 다소 높음을 알 수 있었다. 두께 0.4mm의 인조혈관에서는 약 0.06mm정도이나 두께가 0.2mm인 인조혈관에 대해서는 같은 위치에서 약 0.03mm의 반경방향 변형을 나타냈다. 또한 두께가 0.2mm인 인조혈관의 원위분합부 직후에서 주변에 비하여 변형의 국부적 증가를 발견할 수 있었으며, 이는 Chandran 등^[1]과 Hassan 등^[11]의 연구결과와 부합되는 것이다.

내경(r_i), 외경(r_o)의 원통에 내압 p_i 가 작용하는 경우, 다음의 이분식으로 직경의 변화를 계산할 수 있다.

$$\Delta d = \frac{p_i}{E} \left(\frac{r_o}{r_o - r_i} \right) d \quad (8)$$

혈관의 compliance는 관강압력에 대한 혈관 직경의 변화율 ($\Delta d / d$)로 정의된다.

$$C = \frac{\Delta d}{d} \frac{1}{\Delta p_i} \quad (9)$$

그림 7은 단단분합의 compliance를 나타낸 그래프이다. 혈관의 compliance는 두 모델에서 비슷하게 약 14.2(%/mmHg×100)이고 두께가 동맥과 같은 인조혈관(Model I)에서는 2.7(%/mmHg×100), 두께가 동맥의 반인 인조혈관(Model II)의 경우에는 약 5.9(%/mmHg×100)를 유지하였다. 동맥의 문합선 주위에서는 compliance mismatch 현상이 매우 현저함을 알 수

있었다. Compliance는 탄성 계수의 역수에 해당하므로, 모델에서 사용된 탄성계수와 두께를 고려할 때, Model I의 경우 동맥의 compliance가 인조혈관의 compliance의 5배 가량이 되고 동맥에 비해서 인조혈관의 벽이 반인 Model II의 경우 compliance가 Model I의 두 배 가량이 되는 것은 수치해석결과가 적절함을 의미한다. 또한 Model I의 경우에는 거의 나타나지 않았으나 Model II의 경우 Para-anastomotic hypercompliant zone^[9,11]이 동맥의 문합선 쪽으로 뚜렷하게 형성되었다. 이는 서로 다른 불성의 두 불질이 접합되어 있는 경우, 접합선을 중심으로 강성이 작은 물질에 응력이 집중되고 이에 의해서 국부적 변형의 증가를 나타내는 것이다.

표 3은 식 (9)를 이용해서 compliance 값을 구한 해석해와 수치해를 비교한 것이다. 해석해와 수치해의 오차는 약 8.0% 이하로 나타났으며, 수치해는 얇은 원통을 가정한 해석해보다 약간 크게 나타났다. 동맥부위에서는 compliance의 오차가 4.4%인데 반해서 인조혈관의 compliance는 Model I의 경우 8.3%, Model 2의 경우 3.4%를 보여주었다. Model I의 인조혈관 부분은 양쪽 문합선에 의해서 구속되어 있으므로, 오히려 인조혈관의 중앙부에서는 compliance가 다소 증가하게 된 것으로 유추된다.

4. 응력분포

그림 8(a), 8(b)는 각각 Model I, Model II에서 유체에 의하여 혈관이 받는 최대응력분포를 나타내고 있다. 최대수축기에 혈관에 작용하는 응력은 최대 200 kPa의 응력이 발생하며, 가장 크게 응력이 분포되는 부분은 문합부 주위의 인조혈관 쪽으로 나타났다. 두께가 0.2mm인 인조혈관에서의 응력이 두께가 0.4mm인 인조혈관에서의 응력보다 훨씬 큰 응력분포를 나타냈으며, 혈관에서의 응력분포는 두 모델에서 서로 비슷함을 알

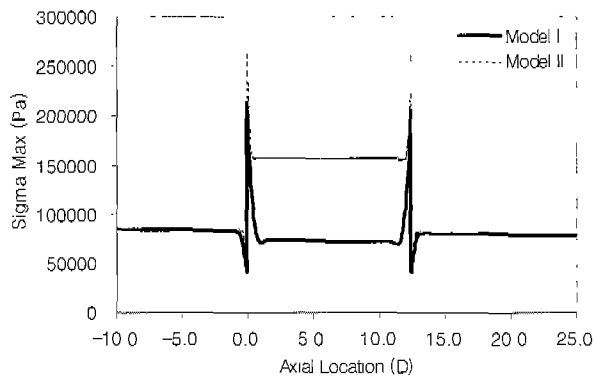


그림 9. 단단문합부 내벽의 최대응력 분포
 Fig. 9. Maximum stress distributions in the inner wall near the end-to-end anastomosis

표 4. 원주방향 응력의 수치해와 이론해의 비교

		Theoretical solution (Pa)	Numerical solution (Pa)	Error (%)
Distal artery	Model I	62160	70298	13.1
	Model II	63719	71299	11.9
Graft	Model I	64003	72691	13.6
	Model II	150289	158172	5.2

수 있었다.

그림 9는 단단문합부 내벽의 반경방향 변형 분포를 나타낸 그림으로 동맥부위에서는 약 80kPa의 최대응력을 나타내었다. 그러나 0.4mm 두께의 인조혈관에서는 이보다 약간 작은 최대응력을 나타내었으나 0.2mm 두께의 인조혈관에 대해서는 160 kPa에 이르는 최대응력을 받고 있었다. 또한 근위, 원위문합부에서는 각각 270kPa, 220kPa의 응력집중현상이 발생함을 알 수 있었다.

내암이 작용되는 얇은 원통의 원주방향 응력(σ_θ)은 아래의 식을 이용하여 구할 수 있다.

$$\sigma_\theta = \frac{P_i r_i}{r_o - r_i} \quad (10)$$

여기서 r_i 와 r_o 는 각각 혈관의 내경과 외경의 반지름이다. 표 4는 원주방향 응력의 해석해와 수치해의 비교한 것이다. 해석해와 수치해의 오차는 약 14% 미만을 나타냈으며, 두께가 0.2mm인 인조혈관에서의 응력이 가장 작은 오차를 나타냈다.

결 론

0.2mm, 0.4mm 두께의 소구경 인조혈관의 내경 3.2mm의 동맥에 분합한 단단문합 주위의 수축절정기 유동과 구조해석을 동시에 수행한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

(1) 분합에 의해서 혈관 내벽 부근에서 분합에 의한 작은 영향은 있으나 포물선 형태의 속도분포를 나타내었다.

(2) 동맥보다 얇은 인조혈관을 단단문합한 경우, 근위문합부에서 분합형상에 따른 유동박리현상과 그 후단에 약한 와류(vortex)가 발견되었다.

(3) 문합부 주위에서의 기하학적 불연속으로 인해서 벽전단률이 급격히 변화함을 보였고 원위문합부 직후방에서 급히 감소하여 근위동맥부에서의 값에 접근함을 알 수 있었다.

(4) 동맥에 비해 얇은 인조혈관을 단단문합한 경우 Para-anastomotic hypercompliant zone이 동맥의 문합선 쪽에서 발견되었다.

(5) 유동에 의해서 문합부 주위에 작용하는 응력은 문합부 주위의 인조혈관 쪽에 집중되며, 얇은 인조혈관에서 훨씬 큰 응력분포를 나타냈다.

(6) 계산된 속도분포 및 벽전단률, compliance, 원주방향 응력 등은 이론해와 매우 유사하였다.

(7) 얇은 인조혈관을 분합하는 경우 문합부의 compliance mismatch는 개선되나 반대로 더 많은 응력이 작용되었다.

본 연구를 통해서 유체에 의하여 혈관이 영향을 받는 심혈관계 현상을 연구하는 데 있어서 이와 같은 유동-구조 상호작용을 고려하여 동시에 해결하는 방법은 매우 유용할 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

- Abbott W. M., Megerman J., Hasson J. E., L'Italien G., and Warnock D. F., "Effect of Compliance Mismatch on Vascular Graft Patency", J. Vasc. Surg., Vol. 6, pp. 332-338, 1985
- Clark R. E., Apostolou S., and Kardos J. L., "Mismatch of Mechanical Properties as a Cause of Arterial Prosthesis Thrombosis", Surg. Forum, Vol. 27, pp. 208-210, 1976
- Logerfo F. W., Quist W. C., Nowak M. D., "Downstream Anastomotic Hyperplasia: A Mechanism of Failure in Dacron Arterial Grafts", Ann. Surg., Vol. 197, pp. 479-483, 1983
- LoGerfo F. W., "Biomechanics of Prosthetic Arterial Graft Failure", J. Vasc. Surg., Vol. 10, pp. 581-582, 1989
- Kinley C. E., and Marble A. E., "Compliance: A Continuing Problem with Vascular Grafts", J. Cardiovasc. Surg., Vol. 21, pp. 163-170, 1983
- Seifert K. B., Albo D., Knowlton H., and Lyman D. J., "Effect of Elasticity of Prosthetic Wall on Patency of Small Diameter Arterial Prostheses", Surg. Forum, Vol. 4, pp. 396-402, 1979
- Kim Y. II and Chandran K. B., "Steady Flow Analysis in the Vicinity of End-to-End Anastomosis", Biorheology, Vol. 30, pp. 117-130, 1992

8. Rodgers V. G., Teodori M. F., Borovetz H. S., "Experimental Determination of Mechanical Shear Stress About an Anastomotic Junction", J. Biomech., Vol. 20, pp. 795-803, 1987
9. Chandran K. B., Gao D., Han G. J., Baraniewski J. and Corson J. D., "Finite-Element Analysis of Arterial Anastomoses with Vein, Dacron, PTFE Grafts", Med. & Biological Eng. & Computing, pp. 413-418, 1992
10. Demirdzic I., and Peric M., "Finite Volume Method for Prediction of Fluid Flow in Arbitrary Shaped Domains with Moving Boundaries", Int. J. Numerical Methods in Fluids, Vol. 10, pp. 771-790, 1990
11. Zienkiewicz O. C., The Finite Element Method, Mc Graw-Hill Book, 1977
12. Ku, D. N., Giddens D. P., Zarins C. K., and Glagov S., "Pulsatile Flow and Atherosclerosis in the Human Carotid Bifurcation: Positive Correlation Between Plaque Location in Low and Oscillating Shear Stress", Atherosclerosis, Vol. 5, pp.293-302, 1985
13. Rittgers S. E., Karayannacos R. F., Guy J. F., Nerem R. M., Shaw G. W., Hostetler J. R., and Vacos J. S., "Velocity Distribution and Intimal Proliferation in Autologous Vein Grafts in Dogs", Circ. Res., Vol. 42, pp.792-801, 1978
14. Hassan J. E., Megerman J., and Abbott W. M., "Increased Compliance Near Vascular Anastomoses", J. Vasc. Surg., Vol. 2, pp. 419-423, 1985