

Sub-modeling을 이용한 end-to-end 문합의 비선형 해석

한근조*, 안성찬**, 심재준***

Nonlinear Analysis of End-to-End Anastomosis Using Sub-modeling

Geun Jo Han*, Sung Chan Ahn**, Jae Joon Shim***

ABSTRACT

A finite element analysis of end-to-end artery/PTFE anastomosis has been presented in this study to evaluate the distribution of compliance and stresses in the vicinity of the anastomosis due to any mismatch in compliance characteristics. The artery wall was assumed to be made of linear isotropic material in this simplified model and a nonlinear analysis and convergency study with respect to increasing meshed element numbers were performed with a mean artery pressure loading of the artery-PTFE model. Also, sub-modeling method was introduced to progress the accuracy of the finite element analysis.

The results are as follow :

1. A hypercompliant zone on the artery side was observed around 4.0mm from the anastomosis and a high hoop stresses in the wall of artery and PTFE was dominant.
2. An artery displays large deformation so that nonlinear analysis and sub-modeling method was used.
3. An anastomosis with the thinner thickness and larger diameter PTFE (B type) could reduce the compliance disagreement.

Key Words : Anastomosis (문합), Compliance (컴플라이언스), Nonlinear Analysis (비선형해석)

기호설명

C = Compliance
 D = Internal diameter
 t = Thickness of Artery and PTFE
 ΔP = Pulse Pressure
 σ_e = Equivalent Stress

1. 서론

여러 가지 질환에 의하여 혈관 내에 혈전이 발생하여 혈관벽에 축적이 되면 혈액의 유동을 방해하고, 그것이 심해지면 폐색, 즉 동맥경화와 같은 순환계 질병이 발생된다. 특히 심장에 혈액을 공급하는 관상동맥에 질환이 발생하는 경우, 치명적인 위험을 나타낸다. 이것을 방지하기 위해 약물을 사

2001년 10월 4일 접수
* 동아대학교 공과대학 기계공학과
** LG-OTIS 설계실
*** 동아대학교 일반대학원 기계공학과

용하여 혈전을 용해시키는 약리적 치료 방법, 협착된 혈관관을 확장시키는 혈관성형술, 그리고 최근에는 레이저를 이용한 방법이 채택되고 있으나 모두 많은 문제점을 발생하여, 혈관의 일부분을 외과적으로 제거하고 대체혈관을 이식하는 문합이 일반적으로 많이 시술되고 있다.⁽¹⁾

하지만 문합은 동맥과 인공 혈관 사이에 컴플라이언스의 부적합으로 문합 부위가 과열되는 경우가 발생하고 있으며 그에 대한 연구도 다양하게 보고되고 있다. Hasson 등(1985)은 문합에서 동맥측으로 3.6mm 떨어진 곳에서 정상 컴플라이언스의 약 1.5배가 되는 컴플라이언스를 실험적으로 측정하였고, 측정된 부분을 고컴플라이언스영역(Para-anastomotic Hypercompliant Zone)이라 명명하여 문합된 혈관의 주기적인 신장에서 문합된 혈관 내막에 과형성(hyperplasia)이 발생한다고 보고하고 있다.⁽²⁾

최근에 Chandran 등(1992)은 end-to-end 동맥내체혈관에 대한 문합에서 봉합의 효과를 포함하지 않고 간단한 모델에 대해 유한요소법을 이용한 선형해석을 수행하였다.⁽³⁾ 또한, Ballyk 등(1997)은 다양한 문합 종류의 봉합된 부근에서 발생하는 응력 집중현상과 혈류유동에 대해 유한요소법을 이용하여 해석하였으며, 특히 end-to-side 문합에서의 DAIH(Distal Anastomosis Intimal Hyperplasia) 영향을 분석하였다.⁽⁴⁾

본 연구는 유한요소법을 이용한 end-to-end 문합에서 구해지는 컴플라이언스 값의 정확성을 향상시키기 위해 요소의 수에 따른 수렴성을 조사하고, 또한 고컴플라이언스가 발생하는 문합 부근에 대해 sub-modeling 기법을 도입하여 보다 정확한 컴플라이언스의 크기와 위치를 구한다. 그리고, 재료가 대변형 특성을 가지므로 기하학적 비선형 해석을 수행하고, 이후, PTFE(Poly Tetra Fluoro Ethylene)의 직경과 두께 변화에 따른 유한요소해석을 수행하여 컴플라이언스 부적합을 최소화 할 수 있는 문합 조건을 도출하여, 실제 문합 시술에 필요한 기본적인 자료를 제공하고자 하였다. 입력하시오. 여기에 서문을 입력하시오.

2. 연구방법

2.1 동맥과 PTFE의 유한요소모델

본 연구에서는 동맥과 PTFE의 내경을 각각 4mm, 벽의 두께는 1mm로 동일하게 모델링하였으

며, 문합시술 이후에 접합부위는 완전히 결합되고 또한, 두께의 변화도 전혀 발생하지 않는 것으로 가정하였다. 유한요소해석에는 범용 유한요소해석 프로그램인 ANSYS 5.6을 사용하였으며, 해석에 사용된 요소는 8절점 3자유도를 가진 육면체 요소로 메시하였다.⁽⁵⁾ Fig. 1(a)은 메시된 동맥과 PTFE의 형상을 나타내고 있으며, Fig.1(b)은 간단한 치수와 단순하게 결합된 형상을 나타내고 있다. 그리고, 응력으로 표시된 부분은 sub-modeling을 수행한 지역을 나타내고 있으며, 이때 10mm의 크기는 최대 고컴플라이언스 지역을 충분히 포함할 수 있도록 고려하였다. Table 1은 해석을 위한 동맥과 PTFE의 탄성계수와 생체실험에서 구한 컴플라이언스값을 나타내고 있다.^(2,3)

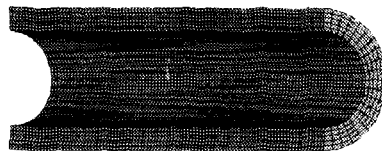
그리고, 혈관과 PTFE는 대변형 거동을 나타내고, 이후에 탄성적으로 원래의 형상으로 복귀하는 재료적인 특성을 가지고 있으므로, 본 연구에서는 대변형을 고려한 기하학 비선형해석을 수행하여 기존의 연구 및 수렴해석을 수행한 탄성해석과 비교 분석하였다.

원통형 압력용기의 컴플라이언스는 다음의 식에서 구할 수 있고, Table 1에는 실제 생체 실험에서 구한 정상 컴플라이언스 값을 나타내고 있다.⁽⁶⁾

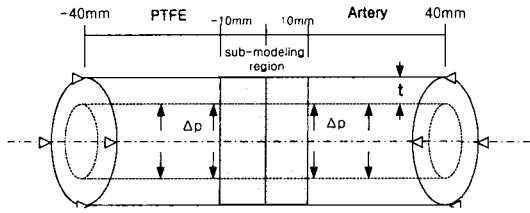
$$C = \frac{\Delta D}{D} \frac{1}{\Delta P} \quad [\% / kPa] \quad (1)$$

여기에서 ΔD 는 내압에 의한 직경의 변화값이며, D 는 초기 직경이다. 그리고, ΔP 는 내압(평균혈압)의 크기를 나타낸다.

또한, 동맥에 대한 PTFE 직경 변화와 PTFE 두께 변화에 따른 컴플라이언스의 변화를 조사하기 위한 유한요소 모델은 Fig. 2에서 나타내었다. 모델은 두 가지 두께 0.4mm과 0.8mm에 대해 PTFE의 내경을 동맥의 내경과 일치하는 경우, 동맥과 PTFE의 두께 중심선이 일치하는 경우, 그리고 동맥과 PTFE의 외경이 일치하는 경우로 분류하여 총 6가지에 대해 비선형 해석을 수행하였다.



(a) meshed shape



(b) shape of the applied boundary conditions

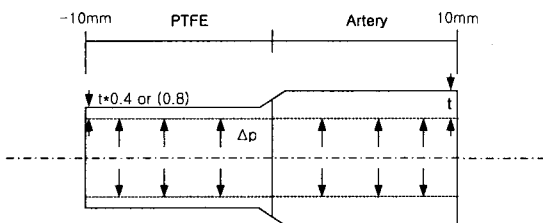
Fig. 1 Finite element model and dimensions of artery & PTFE anastomosis

Table 1 Material properties of the PTFE and Artery

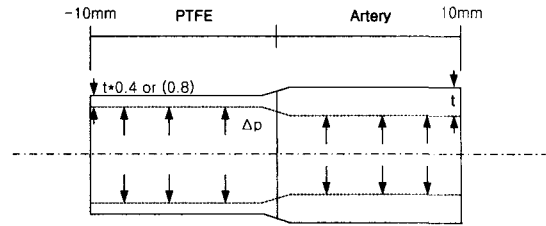
	Elastic modulus Pa($\times 10^5$)	Compliance
		<i>In vivo</i>
Artery	4.55	0.586
PTFE	22.00	0.122

Table 2 Each model dimension with respect to the variation of a diameter and thickness of the PTFE

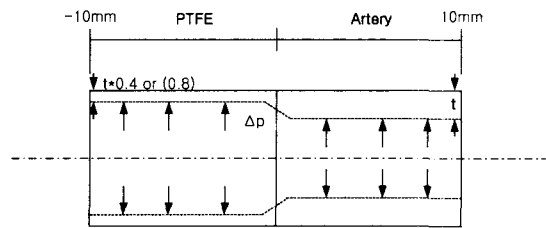
		Internal diameter	Outer diameter	Wall thickness
Artery		4	6	1
PTFE	Type A	4	4.8	0.4
			5.6	0.8
	Type B	4.6	5.4	0.4
			4.2	5.8
	Type C	4.8	6	0.4
				0.8



(a) same internal diameter (type A)



(b) different internal and outer diameter (type B)



(c) same outer diameter (type C)

Fig. 2 Each model shape with respect to the variation of a diameter and thickness of the PTFE

2.2 유한요소해석의 경계조건 및 하중조건

해석에 적용하는 모델은 전체 혈관 중 문합이 수행되는 부분만을 고려하였기 때문에, 양쪽 끝단의 모든 절점을 축방향에 대해 움직임이 없도록 고정하였고, 하중은 동맥에서 작용하는 평균 압력인 100mmHg(13.3kPa)를 벽면에 내압으로 일정하게 작용하였으며, 혈관과 PTFE가 완전하게 결합된 이후의 현상을 해석하고자 하였다.

Fig. 1(b)에는 해석 모델에 부가된 경계조건과 하중조건을 간략하게 나타내었다.

2.3 수렴 해석 및 sub-modeling 기법

본 연구는 Chandran(1992)⁽³⁾ 등에 의해서 적용한 모델 대신에 전체 모델을 사용하여 해석을 수행하였으며, 전체 요소수를 480에서 15,000까지 증가시키면서 선형 및 비선형 해석을 수행하여 발생하는 최대 컴플라이언스 값에 대한 수렴 해석을 수행하였고 또한, 급격한 응력과 변위의 변화가 발생하는 문합 근방 -10mm~10mm에 대해서는 sub-modeling 기법을 도입하여 상세 해석을 통한 결과값의 정확성을 향상시키고자 하였다.

3. 해석결과 및 고찰

3.1 수렴해석

유한요소 해석의 오차를 최소화하기 위한 여러 가지 방법 중 본 연구에서는 수렴 해석을 채택하여, 전체 모델과 sub-modeling 모델에 대해 각각 탄성 해석 및 비선형 해석에 대한 수렴해석을 모두 수행하였으며, 도출된 결과는 Table 3에 나타내었다. 대부분 요소수가 7,520개 근처에서 수렴함을 알 수 있었다.

따라서, 본 연구에서는 요소 수를 9,000개 정도로 제한하여 해석을 수행하여 발생할 수 있는 오차를 최소화하고자 하였다.

Table 3 Hyper-compliance convergence test by increasing the number of elements (units:%/kPa)

E No.	C	full model				sub model			
		linear		nonlinear		linear		nonlinear	
		artery	PTFE	artery	PTFE	artery	PTFE	artery	PTFE
1,000		0.5982	0.1220	0.6880	0.1155	0.5989	0.1123	0.6892	0.1157
2,160		0.6027	0.1134	0.6931	0.1169	0.6035	0.1134	0.6942	0.1170
3,024		0.6044	0.1137	0.6951	0.1174	0.6054	0.1139	0.6965	0.1175
4,032		0.6042	0.1140	0.6949	0.1174	0.6052	0.1141	0.6936	0.1176
5,120		0.6041	0.1140	0.6952	0.1175	0.6052	0.1142	0.6972	0.1176
6,080		0.6049	0.1141	0.6957	0.1177	0.6060	0.1143	0.6972	0.1177
7,520		0.6048	0.1143	0.6957	0.1177	0.6059	0.1144	0.6972	0.1179
9,000		0.6048	0.1142	0.6957	0.1177	0.6059	0.1144	0.6971	0.1179
10,000		0.6048	0.1142	0.6957	0.1177	0.6059	0.1144	0.6972	0.1179
15,000		0.6046	0.1142	0.6957	0.1177	0.6059	0.1144	0.6972	0.1179

3.2 유한요소해석

3.2.1 선형 및 비선형 해석

전체 모델이 수렴이 되는 요소 수에서 탄성해석을 고려하면, 동맥에서 발생하는 컴플라이언스는 0.5927%/kPa, PTFE의 컴플라이언스는 0.1226%/kPa이며, 최대 컴플라이언스는 동맥에서 0.6048%/kPa, PTFE에서 0.1142%/kPa로 동맥에서는 2% 정도 크게 발생하였고, PTFE에서는 6.8% 낮게 발생하였다.

하지만, 비선형 해석의 동맥에서 발생하는 컴플라이언스는 0.6850%/kPa, PTFE의 컴플라이언스는 0.1261%/kPa로 수렴하며, 최대 컴플라이언스는 동맥에서 0.6957%/kPa, PTFE에서는 0.1177%/kPa로 동맥에서는 1.6% 정도 크게 발생하였고, PTFE에서는 6.7% 낮게 발생하였다.

그리고, 탄성 해석에서 최대 컴플라이언스가 발생하는 위치는 문합부에서 동맥으로 3.5mm, PTFE로 2.6mm 떨어진 곳에서 발생하였고, 비선형 해석에서는 문합부에서 동맥으로 4.0mm, PTFE로 2.8mm 떨어진 곳에서 발생하였다.

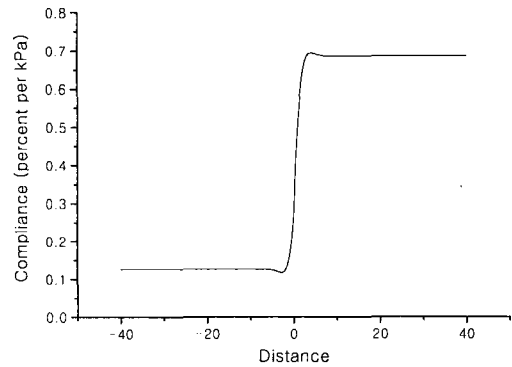


Fig. 3 Compliance distribution in the vicinity of a full model artery/PTFE anastomosis

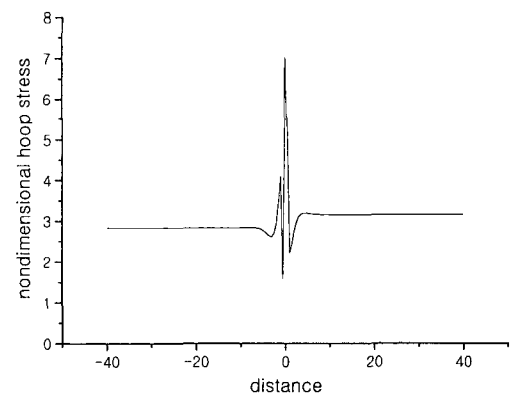


Fig. 4 Hoop stress distribution in the vicinity of a full model artery/PTFE anastomosis

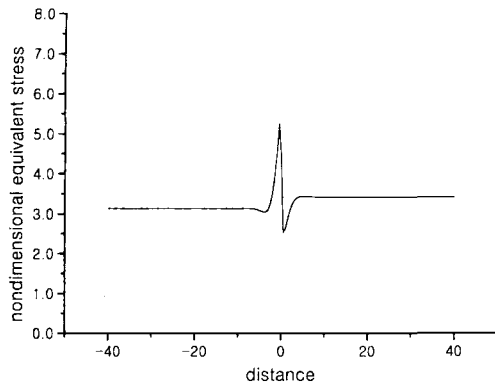


Fig. 5 Equivalent stress distribution in the vicinity of a full model artery/PTFE anastomosis

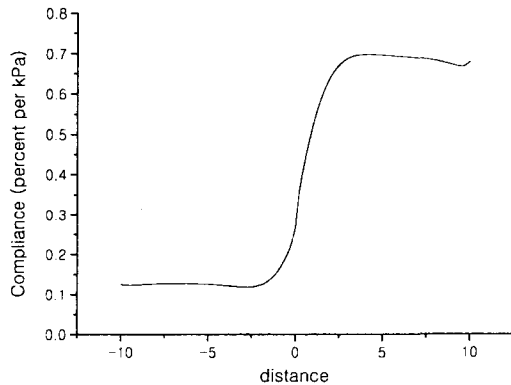


Fig. 6 Compliance distribution in the vicinity of a sub-model artery/PTFE anastomosis

Fig. 3에는 비선형 해석에 따른 컴플라이언스의 변화를 나타내고 있으며 고컴플라이언스 지역이 명확하게 나타남을 알 수 있다. 또한 탄성해석에 비해 대변형을 고려한 기하학적 비선형 해석을 수행한 경우에 동맥에서 약 15% 컴플라이언스가 증가하였으며, PTFE에서는 약 3%의 증가를 나타내었다. 그리고, 최대 컴플라이언스의 발생 위치도 문합부로부터 더욱 증가하고 있다. 이것은 대변형 효과가 결과에 상당한 영향을 미치고 있으며, PTFE보다 연한 동맥이 더욱 민감한 반응을 보여주고 있음을 알 수 있다.

또한 Hasson(1982)⁽⁴⁾의 경우와는 탄성해석의 경

우가 최대 컴플라이언스의 위치가 매우 유사한 경향을 나타내고 있으나, 값에는 상당한 차이가 있음을 알 수 있다. 하지만, Chandran(1992)(3)의 경우에는 최대컴플라이언스의 발생위치는 2%와 최대 컴플라이언스 값에는 0.5%보다 낮은 차이를 나타내었다.

혈관과 PTFE를 원통형 형상으로 간단하게 가정하였으므로, 발생하는 응력은 얇은 벽의 압력용기와 유사한 원환응력(hoop stress)이 지배적으로 영향을 미친다. 따라서 혈관 벽면에 발생하는 응력을 원환응력과 상당응력으로 Fig. 4, 5에서 표현하고 있다. 문합부위에서 급격하게 변화함을 알 수 있다. 그리고, 동맥에서 8.63% 정도 크게 발생하였다.

sub-modeling법을 사용한 탄성해석에서 최대 컴플라이언스는 동맥에서 0.6059%/kPa, PTFE에서 0.1144%/kPa로 동맥에서는 2.2%정도 크게 발생하였고, PTFE에서는 6.7% 낮게 발생하였다. 또한, 비선형 해석에서 최대 컴플라이언스는 동맥에서 0.6972%/kPa, PTFE에서 0.1179%/kPa로 동맥에서는 1.8%정도 크게 발생하였고, PTFE에서는 6.5% 낮게 발생하였다. Fig. 6는 sub-modeling을 수행한 부분에서 발생하는 컴플라이언스 변화를 나타내고 있다.

그리고, 발생하는 위치는 문합부에서 동맥으로 3.4mm, PTFE로 2.6mm 떨어진 곳에서 발생하였고, 비선형 해석에서는 문합부에서 동맥으로 4.2mm, PTFE로 2.8mm 떨어진 곳에서 발생한다.

그러므로, sub-modeling를 적용하면 컴플라이언스가 값이 커지고, 고 컴플라이언스 지역의 위치도 문합부에서 가까워짐을 알 수 있었다.

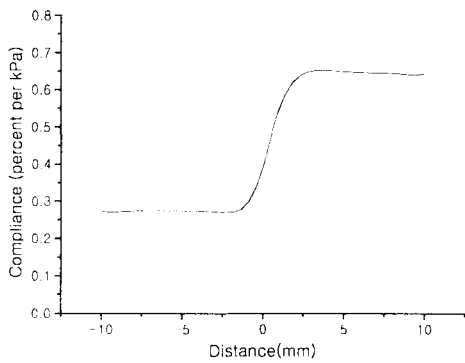
3.2.2 직경 변화 및 두께변화

PTFE의 직경 변화와 두께에 따른 모델을 Fig. 2에 나타내었으며, 각 경우에 발생하는 컴플라이언스를 Fig. 7~9에 나타내었다. 대체적으로 유사한 컴플라이언스 분포를 가지고 있으며, 두께가 0.4mm인 경우에 컴플라이언스 부적합의 차이가 어느 정도 낮아지고 있음을 알 수 있다. 특히 B Type에서 PTFE의 두께가 동맥의 0.4인 경우에 컴플라이언스 차이가 약 0.364%/kPa 정도로 다른 모델보다 차이가 가장 적게 나타남을 알 수 있으며, C Type은 가장 큰 컴플라이언스가 나타나고 있다. 그리고, 0.8mm 두께에서는 모델에 따른 변화가 거의 발생하지 않았다.

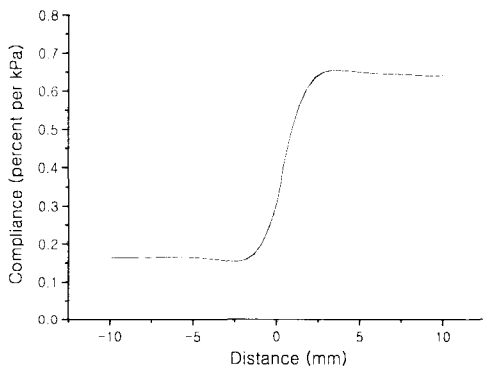
A Type인 경우는 Fig. 7에 나타내고 있으며, 두께

가 0.4mm인 경우에 최대 컴플라이언스는 0.6520%/kPa이며, 문합 부위에서 3.76mm 떨어진 곳에서 발생하며, PTFE에서는 2.32mm 떨어진 곳에서 0.2697%/kPa가 발생하였다. 이때, 발생하는 컴플라이언스 차이는 약 0.38%/kPa 정도로 발생하였다.

또한 두께가 0.8mm인 경우에 최대 컴플라이언스는 0.6547%/kPa이며, 문합 부위에서 3.76mm 떨어진 곳에서 발생하며, PTFE에서는 2.32mm 떨어진 곳에서 0.1548%/kPa가 발생하였다.



(a) thickness = 0.4mm

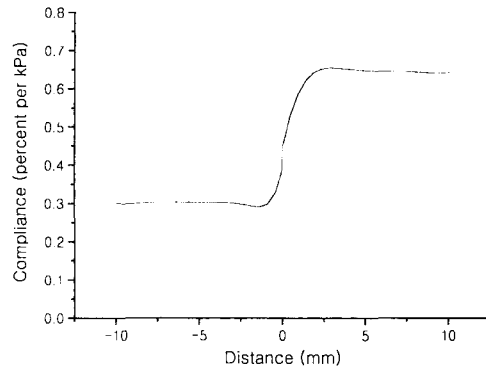


(b) thickness = 0.8mm

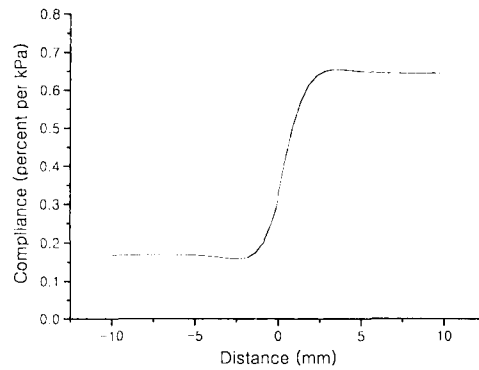
Fig. 7 Compliance distribution in the vicinity of A type artery/PTFE anastomosis

B Type인 경우는 Fig. 8에 나타내었으며, 두께가 0.4mm인 경우에 최대 컴플라이언스는 0.6541%/kPa이며, 문합 부위에서 3.33mm 떨어진 곳에서 발생하며, PTFE에서는 1.36mm 떨어진 곳에서 0.2991%/kPa

가 발생하여 문합부위로 가까워짐을 알 수 있다. 두 값의 차이는 0.364%/kPa 로 가장 낮은 편이다. 또한 두께가 0.8mm인 경우에 컴플라이언스는 0.6546%/kPa이며, 문합 부위에서 3.77mm 떨어진 곳에서 발생하며, PTFE에서는 2.32mm 떨어진 곳에서 0.1586%/kPa가 발생하였다.



(a) thickness = 0.4mm



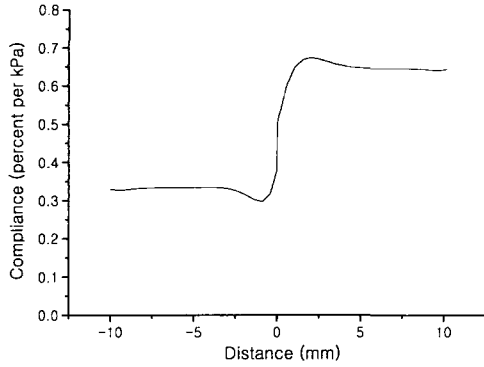
(b) thickness = 0.8mm

Fig. 8 Compliance distribution in the vicinity of B type artery/PTFE anastomosis

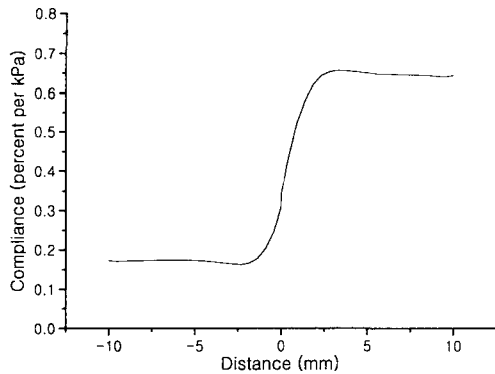
C Type인 경우는 Fig. 9에 나타내고 있으며, 두께가 0.4mm인 경우에 최대 컴플라이언스는 0.6736%/kPa이며, 문합 부위에서 2.04mm 떨어진 곳에서 발생하며, PTFE에서는 0.88mm 떨어진 곳에서 0.2968%/kPa가 발생하여, 문합부 근방에 매우 가까운 곳에서 고컴플라이언스 지역이 존재함을 알 수 있다. 두

값의 차이는 0.3768%/kPa로 나타났다.

또한 두께가 0.8mm인 경우에 컴플라이언스는 0.6546%/kPa이며, 문합 부위에서 3.75mm 떨어진 곳에서 발생하며, PTFE에서는 2.32mm 떨어진 곳에서 0.1622%/kPa가 발생하였다.



(a) thickness = 0.4mm



(a) thickness = 0.8mm

Fig. 9 Compliance distribution in the vicinity of C type artery/PTFE anastomosis

4. 결론

본 연구에서는 동맥과 PTFE의 end-to-end 문합에서 발생하는 컴플라이언스를 재료의 비선형 특성과 sub-modeling을 고려하여 유한요소해석을 이용하여 구하고, 또한 PTFE 직경 변화와 동맥에 대한 PTFE 두께 변화에 따라 컴플라이언스를 구하여 다음의 결론을 구하였다.

1. 대변형을 고려한 비선형 해석에서 선형 해석보다 큰 컴플라이언스값을 얻었으며, PTFE보다 동맥에서의 변화가 더욱 크게 나타났다.
2. 문합에서 PTFE 직경의 변화가 컴플라이언스에 미치는 영향보다 동맥에 대한 두께 비의 변화가 미치는 영향이 크게 나타났다.
3. 동맥과 PTFE의 중심이 동일하고, 동맥의 두께가 PTFE의 0.4 배가 되면, 컴플라이언스의 차이를 53% 줄일 수 있었으며, 외부직경이 동일한 경우에는 최대 컴플라이언스 지역이 문합부에서 2.04mm로 아주 근접하게 발생한다.

참고문헌

1. Webster, John G., "Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation," John Wiley & Sons, pp. 328~350, 1988.
2. Hasson, J. E., Megerman, J., and Abbott, W. A., "Increased Compliance Near Vascular Anastomosis," J. Vasc. Surg., 119, pp. 419~423, 1985.
3. Chandran, K. B., Gao, D., Han, G. J., Baraniewski, H., and Corson, J. D., "Finite - Element Analysis of Arterial Anastomoses with Vein, Dacron and PTFE Grafts," Medical & Biological Engineering & Computing, pp. 413~417, 1992.
4. Ballyk, P. D., Walsh, C., Butany, J., and Ojha, M., "Compliance mismatch may Promote graft-artery intimal hyperplasia by altering suture-line stresses," J. Biomechanics, pp. 229~237, 1997.
5. Chapra, S. C., and Canale, R. P., "Numerical Methods for Engineers," McGraw- Hill, pp. 438~472, 1998.
6. Han, G. J., Kim, Y. H., Ahn, S. C., Shim, J. J., "The Effect of the Diameter and Anastomotic Angle on the End-to-Side Anastomosis," Journal of KOSOMBE, Vol. 19, No. 2, pp. 183~188, 1998.