

# 단순봉합모델을 이용한 문합에서 탄성경계층의 두께 변화에 따른 기계역학적 거동에 관한 연구

이성욱\*, 한근조#, 심재준\*, 한동섭\*, 김태형\*\*

## The Study on the Mechanical Behavior of the Anastomosis with respect to the Thickness Variation of Elastic Foundation Using Simplified Suturing Model

Seong Wook Lee\*, Geun Jo Han#, Jae Joon Shim\*, Dong Seop Han\* and Tae Hyung Kim\*\*

### ABSTRACT

In this paper we analyzed the mechanical behavior with respect to the thickness variation of elastic foundation(fatty tissue) in end-to-end anastomosis. This study considered the preliminary deformed shape induced by suturing in the anastomosis of coronary artery and PTFE with different diameters using simplified suturing model and the fatty tissue surrounding heart and coronary artery for more accurate result using finite element method. Area compliance( $C_A$ ) was used to analyze the final deformed shape of the anastomotic part with respect to the thickness variation of fatty tissue under mean blood pressure, 100mmHg(13.3kPa). And Equivalent and circumferential stresses in the anastomosis were also analyzed with respect to the change of initial diameter ratio( $R_i$ ) and fatty tissue thickness( $T_F$ ).

The results obtained were as follows :

1. When the elastic foundation, assumed to be incompressive material, surrounded the grafts in anastomosis, the compliance mismatch of artery and PTFE was reduced by 47~72%.
2. As the initial diameter ratio( $R_i$ ) became larger, the higher difference of compliance was induced in spite of elastic foundation surrounding grafts.
3. The maximum nondimensional circumferential stress is twice or three times as high as the maximum nondimensional equivalent stress in the anastomotic part.

**Key Words** : Anastomosis (문합), Suturing effect (봉합효과), Elastic foundation (탄성경계), Compliance mismatch (컴플라이언스 부적합), Equivalent stress (상당응력), Circumferential stress (원주응력)

### 1. 서론

스트레스, 고혈압, 당뇨, 흡연, 운동부족 및 고지

혈증과 같은 유발인자에 의하여 동맥내막의 이상변화를 일으킴으로써 혈류의 이동을 방해하는 동맥경화증(arteriosclerosis)은 신체의 어느 부위에서나 발

접수일: 2003년 7월 4일; 게재승인일: 2004년 5월 7일

\* 동아대학교 대학원 기계공학과

# 교신저자: 동아대학교 기계공학과

E-mail: gjhan@daunet.donga.ac.kr, Tel: (051) 200-7650

\*\* 경남정보대학 기계자동차산업계열

생이 가능하지만 대동맥, 뇌동맥, 관상동맥 부위에서 발생빈도가 높다. 특히 심장에 혈액을 공급하는 관상동맥에 동맥경화증이 발생하는 경우에는 관상동맥협착으로 이어져 협심증(angina pectoris)이 생길 수 있으며, 심할 경우 협착이 있는 관상동맥에서 혈전이 발생하여 심근 혈류가 완전히 차단되는 심근경색증(myocardial infarction)으로 발전할 수 있다. 또한 급성 심근경색증과 부정맥 등은 급사(sudden death)로 이어질 가능성이 존재하므로 치명적인 위험을 인간에게 입힐 가능성이 있다.<sup>1</sup>

따라서 이러한 관상동맥질환에 관한 치료 연구도 활발하게 진행되고 있는데 가장 널리 사용되는 방법으로는 1912년 Carrel이 개발한 혈관 문합(anastomosis)기술로 협착이 발생한 혈관부위를 인위적으로 제거하여 동맥이나 정맥, 인공혈관 등으로 이식하는 방법이나 협착된 부위를 위와 같은 재료를 사용하여 우회관로를 만들어 혈액을 소통시켜주는 관상동맥 우회로 이식술(coronary artery bypass graft)이 있다.

이와 같은 방법의 혈관 이식시 환자 자신의 동맥이나 정맥을 사용하는 것이 가장 이상적이나 사용할 수 있는 양이 한정되어 있고 목적에 맞는 혈관을 채취하는 데에도 어려움이 있어 합성재료를 사용하여 자연혈관과 유사한 성질을 가질 수 있도록 제작한 Dacron이나 PTFE(Polytetrafluoroethylene)와 같은 인공혈관을 많이 사용되고 있다.

그러나 이러한 인공혈관을 이용한 방법은 봉합사나 봉합기술과 같은 수술상의 문제뿐만 아니라 혈류 유동, 벽면전단응력, 재료의 화학 및 물리적 특성, 컴플라이언스 부적합(compliance mismatch),

표면구조, 다공성 등이 혈관 내부에 혈전을 형성하고 이물 반응을 유발시켜 이식을 실패로 돌아가게 하는 경우가 많다. 예를 들면, Dacron은 이식 초기에 혈전을 잘 형성하는데 그것은 피브린과 혈소판의 침착으로 인하여 혈전 반응이 유도되기 때문이다. 반면 PTFE는 문합 수술이후 문합부위에 혈관 내막 세포가 과도한 성장을 하게 되는 현상(intimal hyperplasia / IH)이 발생되어 이식 후 일정한 시간이 경과하게 되면 혈관폐색이 유발될 수 있다.<sup>2</sup>

특히 직경 6mm이하의 작은 소구경 혈관 문합에 이러한 인공혈관이 사용될 경우에는 수술 후 3년 이상이 되면 혈관 개통률(patency rate)이 매우 낮게 되므로 이를 방지하기 위해 인공혈관 내막에 생물학적 처리를 하여 IH의 발생을 억제시키거나 인공혈관 직경을 자연혈관보다 40-60%정도 크게 하여 그 영향을 줄이는 방법들이 사용되고 있다.<sup>3</sup>

따라서 본 연구에서는 직경이 서로 다른 관상동맥과 PTFE의 단단문합(end-to-end anastomosis)에서 보다 실제적인 유효요소해석결과를 도출하기 위하여 다음과 같이 해석을 수행하였다.

직경이 서로 다른 동맥과 PTFE의 문합에서 봉합으로 인한 예변형을 고려하였으며, 그리고 관상동맥의 경우 심장과 지방조직사이에 위치하고 있으므로 심장을 덮고 있는 지방조직을 모델에 도입하여 지방조직의 탄성성계효과가 컴플라이언스 부적합에 미치는 영향에 대하여 분석하였다. 그리고 이러한 이종재료간의 문합부에서 발생하게 되는 응력 집중현상을 고려하기 위해 문합부의 상당응력과 원주방향응력을 비교 분석함으로써 실제 문합 수술에 필요한 기본적인 자료를 제공하고자 하였다.

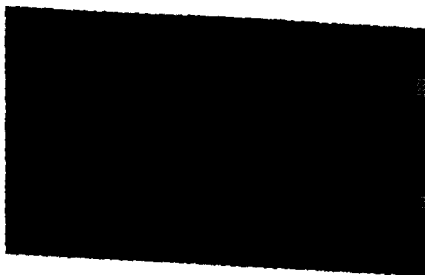


Fig. 1 Finite element model of anastomosis with elastic foundation after suturing

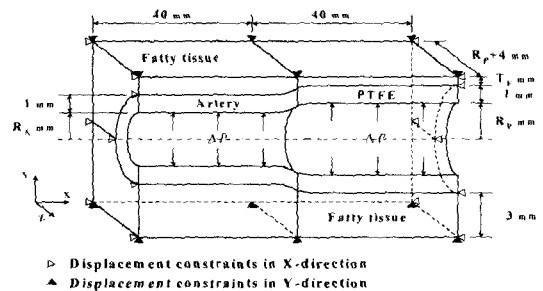


Fig. 2 Dimensions and boundary conditions of anastomotic model with elastic foundation

## 2. 유한요소해석

### 2.1 해석모델

#### 2.1.1 단순봉합모델

직경이 서로 다른 동맥과 PTFE의 문합시 봉합으로 인한 예변형을 구현하기 위해서 Han<sup>4</sup>이 제시한 단순봉합모델을 이용하였다.

동일한 두께(1mm)를 가지나 문합 전 동맥의 내경에 대한 PTFE의 내경을 나타내는 초기 직경비(R<sub>i</sub>)가 서로 다른 동맥(4mm)과 PTFE(4~6.4mm)의 축대칭모델을 생성하여 동일한 하중을 동맥은 윗방향으로, PTFE는 아래방향으로 작용시켜 마주보는 두 끝단이 서로 동일한 위치를 가질 때까지 반복해석을 수행하였다. 그 후 동맥과 동일한 기계적 특성을 지니는 요소를 동맥과 PTFE 사이에 생성시켜 서로를 연결하였다. 그리고 마지막으로 변형된 좌표를 기준으로 3차원 요소를 생성시킴으로써 봉합으로 인한 문합부의 예변형을 구현하였다.

#### 2.1.2 탄성경계층모델

관상동맥의 문합에 대한 보다 실제적인 결과를 위하여 본 연구에서 적용한 탄성경계층은 Han<sup>5</sup> 등이 제시한 모델을 기준으로 Fig. 1과 같이 단순봉합모델을 이용하여 얻어진 문합부에 탄성경계층을 적용하였다. 그러나 이러한 탄성경계층이 컴플라이언스 부적합과 문합부에서 발생하는 응력에 미치는 영향을 분석하기 위하여 그 크기를 고정하지 않고 Fig. 2와 같이 상부 PTFE층에서의 두께(T<sub>F</sub>)를 0.5~2mm까지 0.5mm간격으로 변화시켰다. 하지만 나머지 부분의 치수는 PTFE 직경보다 3mm씩 크게 직사각형 형상으로 모델링하였다.

### 2.2 재료의 물성치

본 연구에서 사용된 동맥과 PTFE, 탄성경계층

Table 1 Mechanical properties of each material

Division	Elastic modulus (Pa×10 <sup>5</sup> )	Poisson's ratio
Artery	4.55	0.5
PTFE	22.00	0.5
Fatty tissue	0.06	0.5

(지방층/fatty tissue)은 선형 탄성체이며, 등방, 등질 재료로 가정하였다. 또한 모든 재료가 비압축성 재료임을 나타내기 위하여 프와송비를 0.5로 하였다. Table 1은 적용된 재료의 기계적 물성치를 나타내고 있다.

### 2.3 하중 및 경계조건

해석에 적용된 모델은 전체 혈관 중 문합이 되는 부분만을 고려하였기 때문에 양쪽 끝단의 모든 절점을 축방향에 대해 움직임이 없도록 고정하였고, 지방층으로 구성된 탄성경계층은 문합부에 완전히 결합된 것으로 가정하였다. 그리고 탄성경계층은 외부와 접촉하므로 접촉되는 면의 수직방향에 대해 움직임이 없도록 고정하였다. Fig. 2는 탄성경계층을 포함한 문합부의 간단한 치수와 적용된 경계조건을 나타내고 있다. 관상동맥의 경우 지방조직에 일부분이 묻혀있으므로 비대칭적으로 모델링하였다.

그리고 실제 혈관에 작용하는 혈압은 심장의 박동으로 인하여 시간에 따라 주기적으로 변동하는 맥동압이나 본 연구는 정적해석을 수행하였으므로 평균 혈압인 13.3kPa(100mmHg)을 문합부 내부 벽면에 내압(ΔP)으로 균일하게 부과하였다.<sup>7</sup>

### 2.4 혈관의 컴플라이언스

원통형 압력용기의 내부에서 가해진 하중에 대한 압력용기의 변형특성을 나타내는 전체 부피에 대한 컴플라이언스(C<sub>V</sub>)는 식(1)과 같이 구할 수 있으며 이는 단면적 컴플라이언스(C<sub>D</sub>)와 동일한 값이다. 또한 식(2)에서 ΔD가 매우 작은 값이라면, 제곱항을 생략할 수 있으므로 식(3)과 같이 직경 컴플라이언스(C<sub>D</sub>)를 구할 수 있으며, 이는 단면적 컴플라이언스(C<sub>A</sub>)의 0.5배이다.

$$C_V = \frac{\Delta V}{V} \frac{1}{\Delta P} = \frac{\Delta A L}{A L} \frac{1}{\Delta P} = C_A \quad (1)$$

$$= \frac{\Delta A}{A} \frac{1}{\Delta P} = \frac{(D + \Delta D)^2 - D^2}{D^2} \frac{1}{\Delta P} \\ = \frac{2D\Delta D + \Delta D^2}{D^2} \frac{1}{\Delta P} \quad (2)$$

$$\approx 2 \left( \frac{\Delta D}{D} \frac{1}{\Delta P} \right) = 2C_D \quad (3)$$

Table 2 Comparison of max. and min. values of diameter and area compliances with respect to the initial diameter ratio( $R_i$ ) without elastic foundation (unit:%/kPa)

Division	Diameter compliance( $C_D$ )		Area compliance( $C_A$ )	
	Max. value	Min. value	Max. value	Min. value
$R_i=1.0$	0.604	0.114	1.253	0.230
$R_i=1.2$	0.650	0.124	1.356	0.250
$R_i=1.4$	0.708	0.133	1.483	0.268
$R_i=1.6$	0.773	0.141	1.625	0.284

이 때, 내압으로 인한 단면적의 변화량( $\Delta A$ )은 탄성경계층의 불연속적인 분포로 인하여 각도에 따른 함수로 나타나게 되므로 식(4)에 의하여 구할 수 있으며 이 때 사용된  $U(\theta)$ 는 각도 변화에 따른 반경방향 변위를 식(5)와 같은 다항식으로써 커브피팅한 결과이다.

$$\Delta A = \int_0^{2\pi} \int_R^{R+U(\theta)} r dr d\theta \quad (4)$$

$$U(\theta) = C_0 + C_1\theta + C_2\theta^2 + C_3\theta^3 + \dots + C_n\theta^n \quad (5)$$

### 3. 해석결과 및 고찰

#### 3.1 기본모델의 컴플라이언스 비교

탄성경계층을 적용하지 않고 봉합으로 인한 예 변형만을 고려한 모델에 대하여 직경과 단면적 컴플라이언스의 최대/최소값을 서로 비교한 결과는 다음과 같다.

Table 2에서 직경에 대한 컴플라이언스( $C_D$ )와 단면적의 컴플라이언스( $C_A$ )는 각 초기직경비( $R_i$ )에서 모두 식(3)에서 주어진  $C_A=2C_D$ 의 관계가 성립한다. 또한  $R_i=1.0$ 인 모델의 실제 생체 실험에서 얻어진 직경의 컴플라이언스( $C_D$ ) 값인 0.586, 0.122 %/kPa과도 봉합으로 인한 예변형 효과를 고려하면 오차가 각각 3, 7% 밖에 발생하지 않으므로 본 연구에서 제시된 단면적 컴플라이언스( $C_A$ )는 신뢰할 수 있다고 판단된다.<sup>6</sup>

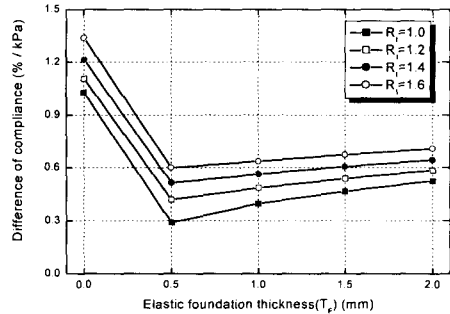


Fig. 3 Difference of compliance between max. and min. values with respect to the thickness of elastic foundation( $T_F$ )

#### 3.2 탄성경계층의 두께( $T_F$ ) 변화에 따른 컴플라이언스 비교

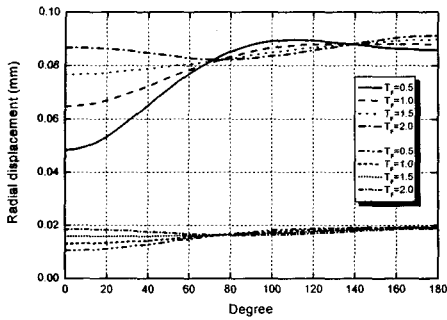
Fig. 3은 탄성경계층의 두께( $T_F$ )에 따른 각 초기 직경비( $R_i$ )에서 얻어진 최대/최소 컴플라이언스의 차이를 설명하고 있다.

탄성경계층을 고려하지 않은 기본 모델의 경우 최대/최소 컴플라이언스의 차는 모두 1.0%/kPa 이상으로 높게 발생함을 알 수 있다.

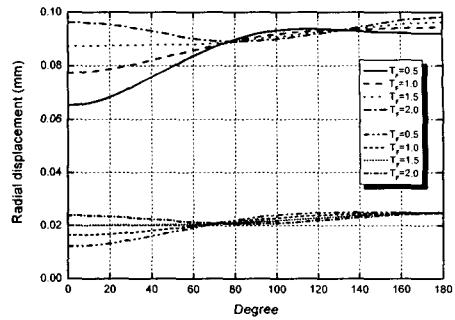
하지만 탄성경계층이 기본모델을 감싸고 있는 경우 이러한 기본모델의 컴플라이언스 부적합 현상은 탄성경계층이 동맥과 PTFE의 변형을 제한하는 효과로 인하여 매우 개선됨을 확인할 수 있다. 동맥의 내경과 PTFE의 내경이 서로 동일한 초기직경비( $R_i$ ) 1인 모델의 경우  $T_F=0.5\text{mm}$ 의 탄성경계층이 문합부에 존재하면 72%가량 컴플라이언스 부적합 현상이 개선되었으며, 2.0mm의 탄성경계층이 존재할 경우에는 49% 가량 컴플라이언스 부적합 현상이 개선되었다. 또한 PTFE의 내경이 동맥보다 1.6 배 큰  $R_i=1.6$ 인 경우에도 컴플라이언스 부적합 현상이 탄성경계층의 두께 변화에 따라 55, 52, 50, 47%가량 개선되었다.

또한 같은  $R_i$ 에서라도 상부 탄성경계층의 두께가 0.0~0.5mm 사이에서는 탄성경계층 두께가 증가하면 컴플라이언스 차가 감소하고, 탄성경계층 두께가 증가하면 컴플라이언스 차도 증가한다는 것을 확인할 수 있었다.

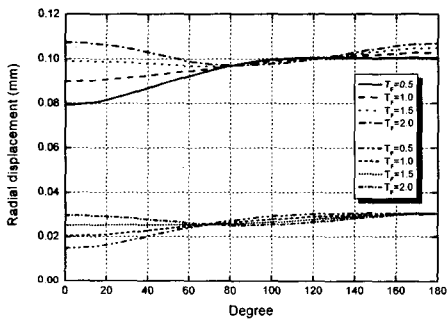
Fig. 4는 탄성경계층이 존재할 때 각도변화에 따른 문합부의 반경방향의 변위를 나타낸 것이다.



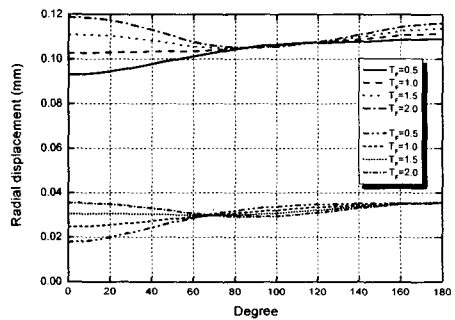
(a)  $R_1=1.0$



(b)  $R_1=1.2$



(c)  $R_1=1.4$



(d)  $R_1=1.6$

Fig. 4 Radial direction displacement distribution with respect to angular variation

그림의 8가지 반경방향 변위결과에서 상부에 위치한 것은 탄성경계층의 두께가 0.5~2.0까지 변화할 때 동맥의 각도변화에 따른 문합부의 반경방향 변위를 나타낸 것이며, 하부에 위치한 결과는 PTFE의 반경방향 변위를 나타낸 것이다.

본 연구에서는 탄성경계층도 동맥과 PTFE와 마찬가지로 비압축성이라고 가정하였으므로  $T_F$ 가 얇은 경우에는 상부에 위치한 탄성경계층이 부근의 PTFE 변형을 제한하는 역할을 하게 된다. 따라서 탄성경계층이 존재함으로 인하여 탄성경계층이 전혀 없는 문합부의 해석결과에 비해 문합부의 변형이 제한을 받아 전체 단면적의 변화를 줄이게 됨으로써 컴플라이언스 부적합이 방지되는 효과를 나타내게 된 것이다.

하지만  $T_F$ 의 크기가 증가할수록 탄성경계층이

부근의 PTFE 변형을 제한하는 영향이 감소함으로 인하여 전체적인 단면적의 상승을 가져오게 된 것으로 판단된다.

### 3.3 탄성경계층의 두께( $T_F$ ) 및 초기 직경비( $R_1$ ) 변화에 따른 문합부의 응력

Table 3은 이종재료인 관상동맥과 PTFE의 단단 문합부에서 탄성경계층의 두께( $T_F$ )와 초기 직경비( $R_1$ )가 변화할 때 발생하는 최대 상당응력과 최대 원주방향응력을 문합부에 작용된 평균혈압으로 나누어 무차원화한 값을 나타내고 있으며, Table 4는 문합부에서 동맥측으로 10mm 이상 떨어진 지점에서 끝단까지 계산된 동맥의 무차원 응력 평균치이다. 그리고 Fig. 5와 6은  $T_F$ 가 20mm일 때,  $R_1$ 에 대한 문합부에서의 무차원화된 상당응력과 원주방향응

Table 3 Magnitudes of maximum nondimensional stress in the anastomotic part

Division	Maximum nondimensional equivalent stress				Maximum nondimensional circumferential stress			
	R <sub>i</sub> =1.0	R <sub>i</sub> =1.2	R <sub>i</sub> =1.4	R <sub>i</sub> =1.6	R <sub>i</sub> =1.0	R <sub>i</sub> =1.2	R <sub>i</sub> =1.4	R <sub>i</sub> =1.6
T <sub>f</sub> =0.5	3.56	3.95	4.46	5.07	6.97	8.67	10.75	13.04
T <sub>f</sub> =1.0	3.57	3.97	4.48	5.10	7.20	8.84	10.98	13.18
T <sub>f</sub> =1.5	3.61	4.02	4.53	5.15	7.39	9.01	11.05	13.35
T <sub>f</sub> =2.0	3.64	4.06	4.58	5.22	7.55	9.17	11.21	13.53

Table 4 Magnitudes of mean nondimensional stress in the artery part

Division	Mean nondimensional equivalent stress				Mean nondimensional circumferential stress			
	R <sub>i</sub> =1.0	R <sub>i</sub> =1.2	R <sub>i</sub> =1.4	R <sub>i</sub> =1.6	R <sub>i</sub> =1.0	R <sub>i</sub> =1.2	R <sub>i</sub> =1.4	R <sub>i</sub> =1.6
T <sub>f</sub> =0.5	1.62	1.59	1.58	1.56	0.97	0.94	0.93	0.90
T <sub>f</sub> =1.0	1.58	1.59	1.58	1.57	0.92	0.93	0.93	0.91
T <sub>f</sub> =1.5	1.57	1.59	1.59	1.57	0.91	0.94	0.94	0.91
T <sub>f</sub> =2.0	1.58	1.59	1.59	1.58	0.92	0.94	0.94	0.92

력분포를 도시하고 있다.

Fig. 5, 6의 결과와 같이 이종재료간의 문합부에서 10mm 이상 떨어진 지점에서는 상당응력과 원주방향응력이 모두 거의 일정하게 유지되었으나, 문합부에 근접할수록 응력값의 변화가 매우 크게 발생하였다.

특히 문합부는 탄성계수가 5배 정도 차이 나는 동맥과 PTFE의 이종재료간 접합부이기 때문에 급격한 응력집중현상이 발생하게 된다.

따라서 Table 4, Fig. 5와 같이 탄성계층의 두께가 20mm인 문합부에서 무차원화 된 최대 상당응력은 초기직경비가 증가함에 따라 문합부에서 10mm 이상 떨어진 곳에서 발생하는 동맥의 무차원 상당응력 평균치인 1.58, 1.59, 1.59, 1.58의 각각 2.3,

2.6, 2.9, 3.3배였으며, Fig. 6과 같이 무차원화 된 최대 원주방향응력의 경우에는 평균치인 0.92, 0.94, 0.94, 0.92에 비하여 각각 8.2, 9.8, 11.9, 14.7배 높은 과도한 응력집중이 발생하였다.

상당응력과 원주방향응력은 모두 탄성계층의 두께(T<sub>f</sub>)와 초기 직경비(R<sub>i</sub>)가 증가함에 따라 같이 증가하는 경향을 보이거나 T<sub>f</sub>의 변화보다는 R<sub>i</sub>의 변화에 더 큰 영향을 받는다는 것을 확인할 수 있다.

그리고 Table 3, 4와 같이 원주방향응력의 경우 문합부에서 10mm 이상 떨어진 지점의 평균값은 상당응력보다 낮은 응력분포를 보이거나, 문합부에서는 무차원화 된 최대 상당응력에 비해 2~3배 가량 높은 값을 나타내었다.

특히 실제 문합시에 혈관 내막 증식 등 혈유동

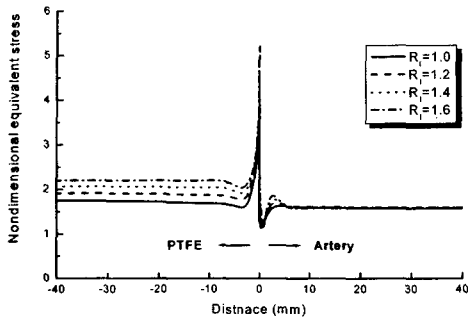


Fig. 5 Equivalent stress distribution with respect to the change of initial diameter ratio ( $T_F=20\text{mm}$ )

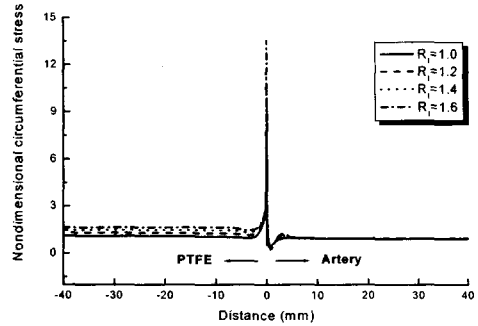


Fig. 6 Circumferential stress distribution with respect to the change of initial diameter ratio ( $T_F=20\text{mm}$ )

학적인 면을 고려하여  $R_i$ 를 1.4~1.6정도로 하여 사용한다는 점을 감안하면, Table 3과 같이 문합부에서는 작용되는 혈압의 10~14배에 이르는 높은 원주방향응력을 받게 된다.

따라서 문합시술 직후 봉합부의 파열을 발생시킬 수 있는 응력성분은 상당응력보다 원주방향응력을 판단할 수 있다.

#### 4. 결론

직경이 서로 다른 관상동맥과 PTFE의 문합에서 보다 실제적인 유한요소해석결과를 도출하기 위해 봉합으로 인한 예변형과 탄성경계층을 고려함으로써 다음과 같은 결론을 얻었다.

- 1) 봉합효과 적용으로 인하여 문합부에서 예변형이 존재하더라도 단면적 컴플라이언스( $C_A$ )를 이용하여 문합부의 컴플라이언스 부적합 문제를 분석할 수 있다.
- 2) 이종재료인 동맥과 PTFE의 문합에서 비압축성으로 가정된 탄성경계층이 존재할 경우 그 두께에 따라 두 재료간의 컴플라이언스 부적합 문제를 47~72%까지 완화시키는 역할을 하였다.
- 3) 탄성경계층이 존재하더라도 동맥과 PTFE의 초기 직경비( $R_i$ )가 커질수록 최대/최소 컴플라이언스의 차는 증가하였다.
- 4) 탄성경계층의 분포위치와 두께는 이종재료간의 문합에서 반경방향 변위를 제한하는 역할을 하여 재료의 컴플라이언스에 영향을 미치게 되며,

이는 혈관의 형상을 원형이 아닌 타원형으로 변형시킬 수도 있으므로 혈유동학적인 측면에서도 영향이 있을 것으로 판단된다.

- 5) 탄성경계층의 두께와 초기 직경비가 커질수록 문합부에서 발생하는 상당응력과 원주방향응력은 증가하였다.
- 6) 최대 원주방향응력의 경우 문합부에서 최대 상당응력에 비해 2~3배 가량 높은 응력집중현상을 보이며, 특히  $R_i=1.4\sim 1.6$ 인 경우 작용 혈압에 비해 10~14배에 이르는 응력집중을 문합부에 발생시키므로 문합시술 직후 봉합부의 파열을 발생시킬 수 있는 주 인자로 판단할 수 있다.

#### 후기

본 연구는 한국과학기술부(MOST)의 국가지정 연구실사업(NRL)의 지원에 의한 것입니다.

#### 참고문헌

1. Kim, W. G., "Thoracic & Cardiovascular Surgery," Korea Medical Publishing Co., pp. 348-361, 1994.
2. James, J. Y. and Lee, I. W., "Tissue Engineering," Korea Medical Publishing Co., pp. 169-177, 1998.
3. Chandran, K. B., "Cardiovascular Biomechanics," New York Univ., pp. 94-248, 1992.
4. Han, G. J., Lee, S. W. and Shim, J. J., "The Study on the Diameter Ratio of the Artery-PTFE

- Anastomosis for the Optimized Deformed Shape,"  
J. of Biomed. Eng. Res., Vol. 24, No. 2, pp.  
113-119, 2003.
5. Han, G. J., Shim, J. J. and Ahn, S. C., "The Study  
for Compliance Mismatch in the End-to-End  
Anastomosis of Coronary Artery and PTFE," J. of  
KSME, Vol. 27, No. 1, pp. 34-41, 2003.
  6. Chandran, K. B., Gao, D., Han, G. J., Baraniewski,  
H. and Corson, J. D., "Finite Element Analysis of  
Arterial Anastomosis with Vein, Dacron and PTFE  
Grafts," Med. & Bio. Eng. & Comput., pp.  
413-417, 1992.
  7. Han, G. J., Ahn, S. C. and Shim, J. J., "Nonlinear  
Analysis of End-to-End Anastomosis Using  
Sub-modeling," J. of KSPE, Vol. 20, No. 2, pp.  
192-198, 2003.
  8. Ballyk, P. D., Walsh, C., Butany, J. and Ojha, M.,  
"Compliance Mismatch may Promote Graft-Artery  
Intimal Hyperplasia by Altering Suture-Line  
Stresses," J. of Biomechanics, Vol. 31, pp. 229-  
237, 1998.
  9. Brossollet, L. J. and Vito, R. P., "An Alternate  
Formulation of Blood Vessel Mechanics and the  
Meaning of the IN VIVO Property," J. of  
Biomechanics, Vol. 28, No. 6, pp. 679-687, 1995.
  10. Leuprecht, A., Perktold, K., Prosi, M., Berk, T.,  
Trubel, W. and Schima, H., "Numerical Study of  
Hemodynamics and Wall Mechanics in Distal  
End-to-Side Anastomoses of Bypass Grafts," J. of  
Biomechanics, Vol. 35, pp. 225-236, 2002.