

## 변형후 형상의 최적화를 위한 동맥과 PTFE 문합의 직경비 연구

이성욱\* · 심재준\* · 한근조\*\*

동아대학교 대학원 기계공학과\*, 동아대학교 기계공학과\*\*

(2002년 11월 18일 접수, 2003년 3월 25일 채택)

### The Study on the Diameter Ratio of the Artery-PTFE Anastomosis for the Optimized Deformed Shape

Seong Wook Lee\*, Jae Joon Shim\*, Geun Jo Han\*\*

Department of Mechanical Engineering, Dong-A University Graduate School\*

Department of Mechanical Engineering, Dong-A University\*\*

(Received November 18, 2002. Accepted March 25, 2003)

**요약** : 본 연구에서는 end-to-end 문합시 변형된 직경의 불일치로 인하여 발생하게 되는 혈관질환을 방지하기 위하여 기계역학적 거동을 유한요소법을 이용하여 해석한 결과를 나타내었다. 이 연구에서는 서로 다른 직경을 가지는 동맥과 인공혈관인 PTFE의 문합시 봉합으로 인한 예변형을 고려하였으며, 봉합된 문합부에 수축기혈압인 120mmHg(16.0KPa)을 작용시켜 혈관의 변형을 분석하였다. 변형 후 최종 문합부의 형상은 동맥과 PTFE의 초기 직경비( $R_i$ )와 PTFE의 두께에 대하여 분석하였다. 그리고 동맥과 PTFE의 초기 직경비가 문합부에서 발생하는 응력에 어떠한 영향을 미치는지에 대하여 해석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 혈관내막의 증식등을 고려하지 않고 봉합으로 인한 예변형과 수축기 혈압만을 고려할 경우, 가장 이상적인 초기 직경비( $R_i$ )는 1.073이다.
2. 상당응력과 원주방향응력은 초기 직경비( $R_i$ ) 증가에 따라 증가하며 모두 접합부에서 PTFE측으로 0.4mm 떨어진 지점에서 최대값이 발생하였다.

**Abstract** : In this paper we introduced optimized deformed shape to prevent the blood vessel disease caused by the discord of deformed shape in the end-to-end anastomosis. This study considered the preliminary deformed shape induced by suture in the anastomosis of artery and PTFE, artificial blood vessel, with different diameters. Then we analyzed the final deformed shape of the anastomotic part under the systolic blood pressure, 120mmHg(16.0kPa). The final deformed shape of the anastomotic part was analyzed with respect to the change of initial diameter ratio( $R_i$ ) and the PTFE thickness. Equivalent and circumferential stresses induced by the systolic blood pressure in the anastomosis were also analyzed with respect to the initial diameter ratio( $R_i$ ).

The results obtained were as follows :

1. Considering the preliminary deformed shape induced by suture and the systolic pressure in the anastomosis, not intimal hyperplasia, the optimal initial diameter ratio( $R_i$ ) was 1.073.
2. As the initial diameter ratio( $R_i$ ) became larger, higher equivalent and circumferential stresses were induced. And all the maximum stresses occurred on the side of PTFE 0.4mm apart from the anastomosis.

**Key words** : End-to-end anastomosis, Suturing effect, PTFE, Equivalent stress, Circumferential stress

#### 기 호 설 명

$R_A$	=	Inner radius of artery
$R_P$	=	Inner radius of PTFE
$R_i$	=	Initial diameter ratio
$t$	=	Thickness of blood vessel
$P$	=	Blood pressure

#### 서 론

현대인들은 식생활의 서구화로 인하여 지방분을 예전에 비해 과다하게 섭취하고 있으며, 산업구조의 현대화 및 사회구조의 변화등으로 인하여 각종 스트레스와 격무에 시달리는 반면에 운동부족을 겪고 있는 실정이다. 또한 근래에 들어 흡연율이 급격하게 증가하고 있는데 이러한 점들은 동맥내막에 손상을 입힐 수 있는 복합적인 위험요인으로 인식되고 있다. 위와

통신저자 : 한근조, (604-714) 부산 사하구 하단동 840  
동아대학교 기계공학과

Tel.051-200-7650, Fax. 051-200-7656

E-mail. gjhan@daunet.donga.ac.kr

같은 여러 가지 인자들에 의해 동맥 내막에 물리적 및 생물학적인 손상을 입게 되면 내막층이 갈라지거나 얇아지는 변형을 일으키게 되고 이곳에 혈액속의 단핵구, 임파구 등의 세포가 내막 아래 자리잡게 된다. 이 세포들은 이후 지방분의 식세포 역할을 하여 세포질 속에 많은 기름기를 함유하게 됨과 동시에 증식인자를 분비하여 평활근세포와 결합조직세포가 증식을 일으키게 만들어서 동맥내막을 차오르게 만든다. 이러한 동맥 내막의 변화가 발생하면 혈액속의 혈소판들이 내벽에 들러붙게 되고 마찬가지로 증식인자를 분비하여 근방의 세포를 증식시켜서 끝내는 지방분을 많이 포함한 죽종을 형성하게 되어 혈류의 장애를 일으키게 되는데 이를 동맥경화증(arteriosclerosis)이라 한다.

이러한 동맥경화증은 신체 어느 부위에서도 가능하지만 특히 심장에 혈액을 공급하는 관상동맥에 이러한 질환이 발생하는 경우에는 관상동맥협착으로 인한 협심증(angina pectoris)이 발생할 수 있으며, 심할 경우 협착이 있는 관상동맥에서 혈전이 발생하여 심근 혈류가 완전히 차단되는 심근경색증(myocardial infarction)으로 발전할 수 있다. 또한 급성 심근경색증과 부정맥등으로 인한 급사(sudden death)로 이어질 가능성이 존재하므로 치명적인 위험을 인간에게 입힐 수 있게 된다[1-2].

따라서 이러한 관상동맥질환에 관한 치료 연구도 활발하게 이루어지고 있는데, 내과적으로는 약리적인 치료 방법, 협착된 혈관을 인공적으로 확장시키는 혈관 성형술, 그리고 최근에는 레이저를 이용한 방법이 채택되고 있으나 모두 많은 문제점과 제한을 가지고 있어, 막혀있는 혈관부분을 외과적으로 제거하고 대체혈관을 이식하는 문합이 많이 시술되고 있다.

하지만 대체혈관을 이용한 문합은 시술이후 동맥과 혈관의 문합부에 혈관 내막 세포가 과도한 성장을 하게되어 혈관이 막히게 되는 현상(intimal hyperplasia/IH)이 자주 발생하게 된다. 이러한 혈관 내막 세포 증식의 발생 과정은 동맥경화의 초기와 유사하며 그 요인으로는 혈류의 유동 및 그에 따른 벽면 전단 응력, 문합재료와 혈액과의 적합성, 인공혈관의 컴플라이언스(compliance) 및 직경이 중요한 인자로 여겨지며, 수술 시 봉합재료 및 봉합법, 혈관의 인장력등도 문합시술의 성공을 결정짓는 요인으로 지적되고 있다[3-5].

따라서 이에 관한 연구도 다양하게 진행되고 있다. Chandran 등(1992)은 봉합효과를 고려하지 않고 동맥과 대체혈관의 end-to-end 문합에 대하여 간단한 실린더 형상의 모델에 평균혈압(100mmHg)을 가하여 선형 유한요소해석을 실시함으로써 양측의 컴플라이언스 및 응력의 변화에 대한 해석을 실시하였다[6]. Ballyk 등(1997)은 다양한 종류의 문합시술에서 봉합부 부근의 응력집중현상과 컴플라이언스와의 관계를 이용하여 end-to-end 문합과 end-to-side 문합에서의 DAIH(Distal Anastomotic Intimal Hyperplasia)에 대하여 분석하였다[7]. 그리고 Han 등(1998)은 직경과 각도변화에 따른 end-to-side 문합의 단면적에 대한 컴플라이언스의 변화를 분석하였다[8].

또한 혈류동학적인 연구도 활발하게 이루어지고 있다. Weston 등(1996)은 end-to-end 문합에서 컴플라이언스와 직경의

부적합이 벽면전단응력에 미치는 영향을 혈압의 특성인 맥동압을 이용하여 분석하였다[4]. Kim 등(1999)은 end-to-end 문합에서 유동학적 해석과 구조적 해석을 동시에 수행하여 문합부에서의 혈류속도분포, 벽전단률 및 응력에 대하여 연구하였다[9].

그리고 Lee 등(1985)은 봉합부의 응력에 관하여 연구를 수행하였는데 문합시술 후 4개월에서 6개월 동안의 문합부 접합강도는 봉합으로 인하여 발생되므로 혈관이식 후 수 개월동안 봉합으로 인한 응력이 존재할 수 있다고 하였다[10]. Clowes 등은 이 기간이 초기 문합부의 혈관 내막 세포의 증식 기간과 매우 근접하므로 봉합으로 인한 응력집중이 혈관재건을 자극할 수 있다고 제안하였다[11].

그러나 재료역학적인 관점에서 일정부위의 과도한 응력집중 현상은 재료의 변형이나 균열을 발생시켜 파괴를 일으킬 수 있으며 특히 문합부와 같이 이종재료간의 접합부에서는 이러한 특성이 더 크게 발생므로 피해야 하나 문합부에 대한 정량적인 데이터는 아직 미비한 실정이다.

따라서 본 연구에서는 봉합효과를 고려하지 않고 동일직경의 실린더를 사용하여 해석이 실시되었던 기존의 연구들에 비해 보다 현실적인 문합시술시의 상황을 구현하기 위해 동맥과 PTFE(Poly-Tetra-Fluoro-Ethylene)의 문합시 봉합으로 인한 예변형을 고려하였다. 그리고 예변형된 모델에 다시 수축기 혈압(120mmHg/16.0kPa)을 가하여 문합부의 최종 변형 형상 및 응력분포를 분석하고 PTFE의 두께변화에 따른 end-to-end 문합부의 변형형상에 대하여 연구함으로써 문합 연구에서 실제와 유사한 효과를 나타낼 수 있는 유한요소해석기법을 제시하고 이를 이용한 기본적인 결과를 제공하고자 한다.

## 유한요소해석

### 1. 해석 절차

Fig. 1 (a)는 직경이 서로 다른 동맥과 PTFE의 문합시 변형후 형상이 최적화되는 최적 초기 직경비를 구하기 위한 해석절차이며, (b)는 동일한 직경비와 최적 초기 직경비로 이루어진 문합모델에서 두께의 변화에 따른 영향을 분석하기 위한 해석절차이다.

### 2. 해석 모델

#### 2.1. 유한요소해석을 통한 봉합효과의 구현

동맥과 PTFE의 문합시 봉합효과를 유한요소해석에서 실제의 조건과 동일하게 구현하는 것은 매우 어렵다. 그 이유는 문합부의 봉합방법과 사용되는 봉합사의 종류에 따라 문합부의 형상과 응력분포가 매우 달라지기 때문이다.

따라서 본 연구에서는 문합부의 봉합효과를 구현하기에 앞서 다음과 같이 가정을 설정하고 유한요소모델을 단순화하였다. 우선 문합부의 봉합이 매우 촘촘하게 이루어져서 봉합부의 변형과 응력상태가 거의 축대칭 상태를 이루게 된다고 가정하

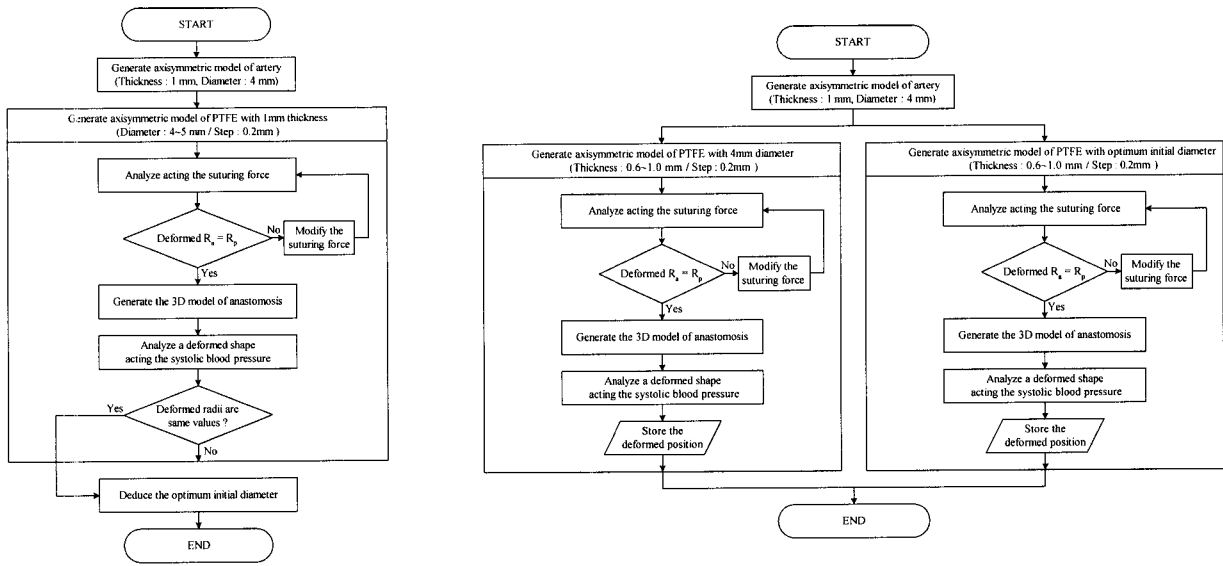


그림 1. 각 모델에 관한 해석 순서도  
 Fig. 1. Analytic flow chart for each model

였다. 그리고 사용된 봉합사에 의한 영향은 배제하는 대신에 봉합사로 인한 봉합력이 동맥과 PTFE에 동일하게 양측에 작용한다고 가정하였다. 따라서 동맥과 PTFE의 내경이 4mm로 동일할 경우에는 봉합하였을 때에도 양측이 서로 동일한 내경을 유지하게 되나 PTFE의 내경이 동맥보다 큰 경우에는 직경이 큰 PTFE는 아래 방향으로, 직경이 작은 동맥은 위 방향으로 변위를 일으키게 되나 두 재료의 기계적 특성 차이로 인하여 동맥과 PTFE의 변위는 서로 다르게 된다. 하지만 시술후 봉합부의 양측 내경은 서로 동일하다고 가정하였다.

이러한 가정을 바탕으로 본 연구에서는 유한요소해석을 통하여 문합부에서의 단순화된 봉합효과를 구현하기 위해 다음과 같이 해석을 수행하였다.

두선 축대칭요소를 사용하여 동맥(내경 4mm)과 PTFE(내경 4~5mm)를 Fig. 2와 같이 모델링한다. 그리고 Fig. 3과 같이 동일한 힘 F를 동맥은 위 방향으로, PTFE는 아래 방향으로 작용시켜 서로 동일한 위치를 갖게한다. 그리고 동맥과 동

일한 기계적 특성을 지니는 요소를 동맥과 PTFE 사이에 생성 시킴으로써 봉합효과로 인한 문합부에서의 예변형을 구현할 수 있도록 하였다.

2.2. 최적 초기 직경비( $R_I$ ) 도출을 위한 연구모델

본 연구에서 사용된 파라미터인 초기 직경비( $R_I$ )는 다음과 같이 정의된다.

$$R_I = \frac{D_P}{D_A} = \frac{R_P}{R_A}$$

기존 Chandran 등의 연구에서는 동맥과 graft가 동일한 내경에서 문합이 이루어졌다고 가정하였기 때문에 컴플라이언스 개념을 도입하게 되었다. 인공혈관에 비해 강성이 낮은 동맥의 경우 동일 압력하에서 인공혈관에 비해 훨씬 큰 변위가 발생하므로 강성의 역수인 컴플라이언스 차가 크다는 것으로 문합부에서의 굴곡정도를 판단할 수 있었다[6].



그림 2. 초기 end-to-end 문합의 축대칭 모델 치수  
 Fig. 2. Dimension of axisymmetric model of initial end-to-end anastomosis

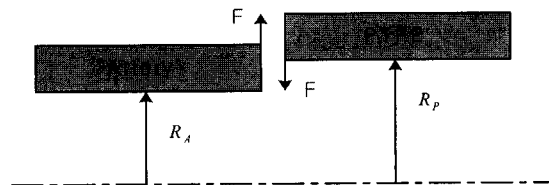


그림 3. 봉합효과에 의해 문합부에 작용되는 하중  
 Fig. 3. Force acting on the anastomosis by the suturing effect



그림 4. 봉합 후의 문합부 유한요소모델  
Fig. 4. Finite element model of anastomosis after suturing

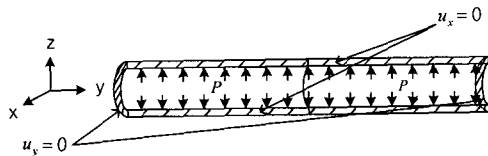


그림 5. End-to-end 문합부에 작용된 경계조건  
Fig. 5. Boundary conditions applied for the end-to-end anastomosis model

하지만 본 연구에서는 실제의 문합조건과 유사한 해석조건을 가정하기 위하여 문합부에서의 봉합효과를 표현함으로써 혈압에 의한 문합부의 영향을 분석하기에 앞서 모든 좌표가 바뀌게 되므로 컴플라이언스에 의한 해석결과 분석이 무의미하다. 따라서 PTFE의 내경  $D_p$ 가 초기 직경비  $R_i$ 에 의해 점차 증가됨에 따라 수축기 혈압 작용후 최종 변형된 내경에 대하여 분석하였다.

해석방법은 다음과 같다. 축대칭 모델을 이용하여 직경이 다른 동맥과 PTFE의 문합에서 봉합효과를 구현하게 되면 이를 기준으로 하여 Fig. 4와 같이 축대칭 모델과 동일한 좌표를 갖는 3차원 요소를 생성하여 3차원 문합모델의 내측에 Fig. 5와 같이 수축기 혈압을 일정한 내압으로 작용시킴으로써 봉합효과와 혈압에 의해 변형되는 문합부의 형상을 확인할 수 있다. 그리고 이 과정을  $R_i$ 에 따라 PTFE의 직경을 변화시켜가며 반복수행하여 최종 변형 후 내경이 동일한  $R_f$ 를 구한다.

### 2.3. PTFE의 두께 변화에 따른 영향을 분석하기 위한 연구모델

PTFE의 두께 변화가 end-to-end 문합에 미치는 영향을 분석하기 위해  $R_i$ 가 최적일 때와  $R_i=1$ 인 경우에 대하여 PTFE의 두께를 0.6, 0.8, 1mm로 변화시키면서 문합부의 최종 변형 형상을 분석한다.

### 2.4. 초기 직경비( $R_i$ )에 따른 문합부의 응력 분석을 위한 연구모델

직경이 서로 다른 동맥과 PTFE의 문합시  $R_i$ 가 문합부에서 발생하는 원주방향응력과 상당응력에 어떠한 영향을 미치는지를 분석하기 위하여 문합 모델을  $R_i=1.0$ 에서 1.2까지 0.1간격으로 생성하여, 수축기 혈압을 작용시킴으로써 문합부에 발생하는 응력을 분석한다.

표 1. 각 재료의 기계적 물성치  
Table 1. Mechanical properties of each material

Division	Elastic Modulus (Pa $\times 10^5$ )	Poisson's ratio
Artery	4.55	0.499
PTFE	22.00	0.499

### 3. 재료의 물성치

생체조직은 대부분 탄성특성을 나타내며, 특히 동맥은 역동적인 혈류압력을 견딜 수 있는 충분한 인성을 가지는 재료이다. Table 1은 적용된 재료의 기계적 물성치를 나타내고 있다.

### 4. 하중조건 및 경계조건

실제 혈관에 작용하는 혈압은 하중은 심장의 박동으로 인하여 시간에 따라 주기적으로 변동하는 맥동압이다. 따라서 혈관 벽의 응력과 변형은 작용되는 압력에 따라 주기적으로 변화하게 된다. 그러므로 이러한 혈압의 특성을 고려하여 문합부에 압력펄스를 이용한 변동압을 하중으로 작용시켜 문합부의 변형이나 벽면전단률등에 대하여 고찰하는 연구들이 많이 이루어지고 있다[4][9][13-14].

그러나 본 연구에서는 봉합으로 인하여 예변형이 일어난 문합부에 최대압인 수축기 혈압 120mmHg (16.0kPa)를 일정한 하중으로 작용함으로써 문합직후의 최대압에 대한 변형과 응력을 분석하였다.

해석에 적용된 모델은 전체 혈관 중 문합이 되는 부분만을 고려하였기 때문에, Fig. 5와 같이 양쪽 끝단의 모든 절점을 축방향에 대해 움직임이 없도록 고정하였다.

그리고 ANSYS 5.7을 사용하여 유한요소해석을 수행하였으며, 해석시 사용된 요소는 각 절점당 2자유도를 가지는 4절점 평면축대칭요소와 각 절점당 3자유도를 가지는 8절점 육면체 요소이다[12].

## 해석 결과 및 고찰

### 1. 초기 직경비( $R_i$ )의 변화에 따른 영향

Fig. 6은  $R_i$ 에 따른 최종 변형 후의 반경을 서로 비교하고 있다. -40에서 0까지는 PTFE의 최종변위를 나타내며, 0에서 40까지는 동맥의 최종변위를 나타낸다.  $R_i=1$ 인 경우, 동맥측에서 PTFE에 비해 약 0.17mm 가량 변위가 더 발생하게 된다. 하지만  $R_i$ 가 점차 증가함에 따라 PTFE측의 최종 변위가 동맥측보다 훨씬 커진 것을 알 수 있다. 특히  $R_i$ 가 1.05~1.1 사이의 값일 경우에는 동맥과 거의 동일한 최종변위를 발생함을 알 수 있다.

최적의 변형 후 형상을 가지는  $R_f$ 를 찾기 위하여  $R_i=1.05\sim 1.1$  구간을 더 세분화된 간격으로 해석을 하여 그 결과를 Fig. 7에 나타내었다. 변형후의 최적 형상을 갖는  $R_f$ 는 1.07에서

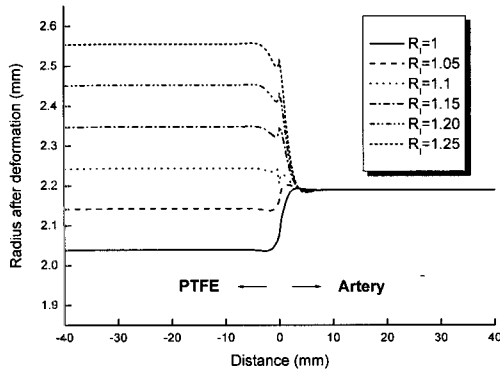


그림 6. 직경비의 변화에 따른 변형 후 반경  
 Fig. 6. Radius after deformation with respect to the change of ratio of diameter between 1 and 1.25

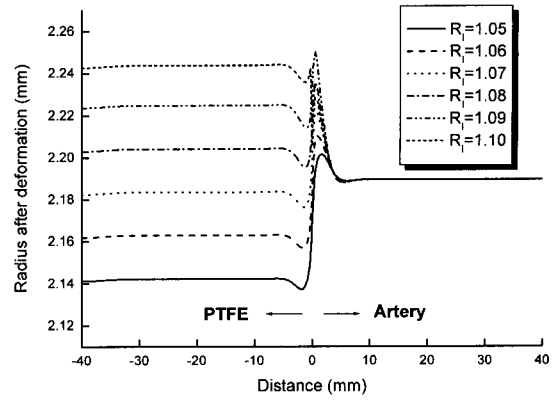


그림 7. 직경비의 변화에 따른 변형 후 반경  
 Fig. 7. Radius after deformation with respect to the change of ratio of diameter between 1.05 and 1.10

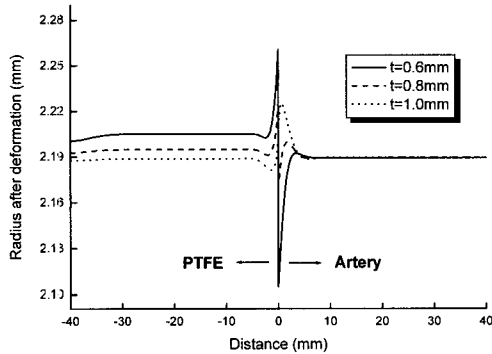


그림 9. PTFE의 두께 변화에 따른 변형 후 반경( $R_1=1.073$ )  
 Fig. 9. Radius after deformation with respect to the PTFE thickness ( $R_1=1.073$ )

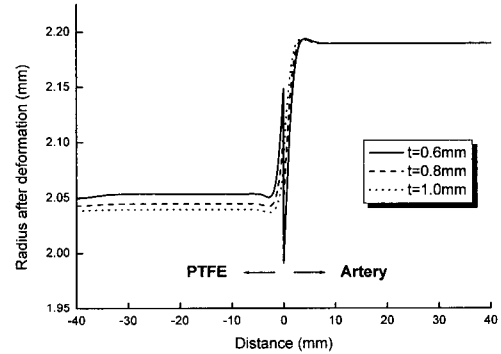


그림 8. PTFE의 두께 변화에 따른 변형 후 반경( $R_1=1$ )  
 Fig. 8. Radius after deformation with respect to the PTFE thickness ( $R_1=1$ )

1.08 사이에 존재하였으며, 이를 세분화하여 재해석한 결과 최적의 초기 직경비  $R_1$ 는 1.073임을 확인할 수 있었다.

그러나 실제 문합에서는 문합부 내부에 피브린층이 형성됨으로 인하여 내경이 좁아져 혈류의 흐름을 방해하고 와류를 형성하는 등의 혈유동학적인 문제를 발생시키기 때문에 자연 혈관보다 1.4~1.6배 정도 큰 내경을 가지는 인조혈관이 사용되므로 봉합후 혈관내부의 세포증식을 고려하지 않은 본 연구의 결과와는 다소 차이가 발생함을 확인할 수 있었다[14].

## 2. PTFE의 두께 변화에 따른 영향

동맥과 PTFE의 end-to-end 문합시 PTFE 두께의 변화가 문합부의 변형후 최종형상에 미치는 영향을 분석하기 위하여  $R_1=1$ 인 모델과 최적 모델인  $R_1=1.073$ 에 대해 유한요소해석을 수행한 결과를 Fig. 8과 Fig. 9에 나타내었다.

해석 결과는 PTFE의 두께가 얇을수록 최종 변형 후의 반경이 증가하였다. 이는 재료역학적으로 균일한 하중을 받는 물체에서 두께가 감소되면 변형이 더 크게 발생하게 되므로 당연한 결과로 볼 수 있다.

그리고 위 결과에서 PTFE의 두께가 동맥보다 얇은 0.6, 0.8mm일 때 문합부에서 변위차가 급격하게 발생하는 것은 봉합효과를 적용하는 과정에서 동일한 직경의 기준점을 동맥과 PTFE의 내·외측벽의 중앙으로 하였기 때문에 이후 생성시킨 요소망의 형상이 왜곡되어 발생한 유한요소해석상의 오차로 판단된다.

표 2. 최대 무차원 응력크기와 문합부에서의 발생위치

Table 2. Magnitudes of maximum nondimensional stress with their locations from the anastomosis

Division	$R_1=1.0$	$R_1=1.1$	$R_1=1.2$
Maximum nondimensional equivalent stress	6.45	6.55	6.86
Distance from anastomosis (on the side of the PTFE)	0.4mm	0.4mm	0.4mm
Maximum nondimensional circumferential stress	16.85	16.46	17.51
Distance from anastomosis (on the side of the PTFE)	0.4mm	0.4mm	0.4mm

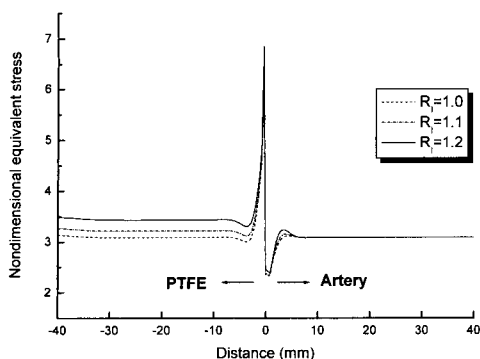


그림 10. 초기 직경비 변화에 따른 상당응력 분포  
 Fig. 10. Equivalent stress distribution with respect to the change of initial diameter ratio( $R_i$ )

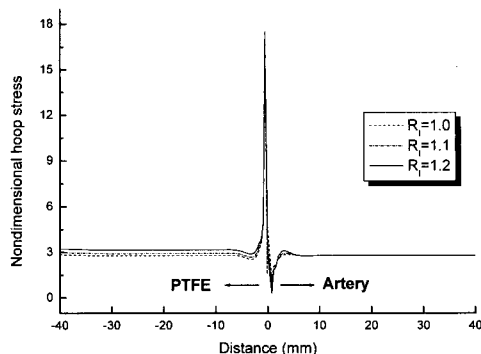


그림 11. 초기 직경비 변화에 따른 원주방향응력 분포  
 Fig. 11. Circumferential stress distribution with respect to the change of initial diameter ratio( $R_i$ )

### 3. 초기 직경비( $R_i$ )의 변화에 따른 문합부의 응력

End-to-end 문합에서 동맥과 PTFE의 초기 직경비( $R_i$ )가 변화될 때 문합부에서 발생하는 상당응력과 원주방향응력을 작용한 수축기의 혈압으로써 무차원화하여 그 분포를 Fig. 10과 Fig. 11에 나타내었다.

Table 2.는 문합부에서 발생하는 최대 상당응력 및 최대 원주방향응력의 무차원화된 값과 문합부에서의 발생위치를 나타내고 있다. 모든 응력값이 PTFE 문합축 0.4mm 지점에서 발생하는 것을 확인할 수 있으며, 최대 상당응력의 경우  $R_i$ 의 증가에 따라 같이 증가하는 경향을 보였다.

특히  $R_i=1.0$ 일 때의 연구결과는 예변형과 수축기 혈압이 작용된 점을 감안하면 Chandran 등(1992)의 연구결과인 4.83/~0.5mm와 매우 유사하다고 볼 수 있으며, 또한 Fig. 10과 같이 전체적 상당응력분포의 양상도 거의 동일함을 확인할 수 있었다[6].

최대 원주방향응력의 경우  $R_i=1.1$ 일때의 값이  $R_i=1.0, 1.2$ 일 때보다 더 작았다. 그러나 이 값은 최대값에 국한된 결과이며 문합부에서 0.4mm를 벗어난 지점에서는 모두 PTFE 반경이 증가함에 따라 원주방향응력이 증가하는 이론적인 경향을 보였다.

본 연구에서는 문합시 봉합이 매우 촘촘하게 되어 봉합부의 변형과 응력상태가 축대칭 상태라고 가정을 하였으므로 실제적인 응력상태는 이와는 다소 차이가 있을 것으로 예상된다.

그러나 문합부 근방에서 발생하는 응력집중현상과 문합부 전체에서의 응력분포는 초기 직경비에 따라 증가함을 확인할 수 있었다. 그러므로 실제 문합시에는 혈관 내막 증식등 혈류 동력적인 면을 고려하여 초기 직경비가 1.4~1.6정도 인공혈관을 사용하게 되므로 과도한 응력집중이 문합부에 발생할 가능성이 있다.

특히 최대 원주방향응력의 경우 최대 상당응력에 비해 2.5배 가량 높은 값을 가지는 것을 알 수 있었다. 그러므로 문합시술 직후 봉합부의 파열을 발생시킬 수 있는 응력성분은 상당응력보다 원주방향응력임을 판단할 수 있다.

### 결론

본 연구에서는 동맥과 PTFE의 end-to-end 문합에 관한 유한요소해석에서 실제의 봉합시술과 유사한 효과를 구현하기 위해 몇 가지 가정을 통해 단순화된 모델을 제안하고 이를 이용하여 유한요소해석을 수행한 결과 아래의 결론을 도출하였다.

1. 문합부의 봉합이 매우 촘촘하게 이루어져 응력과 변형이 서로 축대칭을 이루게 되고, 동일한 봉합력이 작용되어 봉합후 양단의 내경이 동일하다는 가정하에서 봉합효과로 인한 문합부 양단에서의 예변형을 구현할 수 있는 단순화된 모델을 사용한 유한요소해석기법을 제공하였다.
2. 문합후 혈관내막의 증식등을 고려하지 않고 봉합으로 인한 예변형과 수축기 혈압만을 고려할 경우, 변형후 내경이 거의 일정하게 되는 초기직경비( $R_i$ )는 1.073이다.
3. 상당응력과 원주방향응력은 초기 직경비( $R_i$ )에 따라 증가하며 두 응력 모두 접합부에서 0.4mm PTFE로 떨어진 지점에서 최대응력값이 발생하였다.
4. 최대 원주방향응력은 최대 상당응력보다 2.5배 가량 높은 값을 가지므로 문합시술 직후 봉합부의 파열을 발생시킬 수 있는 응력성분은 원주방향응력임을 판단할 수 있다.

### 참고 문헌

1. W.G. Kim, "Thoracic & Cardiovascular Surgery", Korea Medical Publishing Co., pp. 348~361, 1994
2. S.C. Jordan, "A Synopsis of Cardiology", Korea Medical Publishing Co., pp. 206~236, 1987
3. K.B. Chandran, "Cardiovascular Biomechanics", New York University, pp. 94 ~248, 1992
4. M.W. Weston, K.H. Rhee and J.M. Tarbell, "Compliance and Diameter Mismatch Affect the Wall Shear Rate Distribution Near an End-to-End

- Anastomosis*", Journal of Biomechanics, Vol. 29, No. 2, pp. 187~198, 1996
5. K.H. Rhee, S.M. Lee, "The Effect of Wall Elasticity on Wall Shear Rate of a Divergent Tube(Vascular Graft)", Journal of KSME, Vol. 23, No. 6, pp.912~921, 1999
  6. K.B. Chandran, D. Gao, G.J. Han, H. Baraniewski and J.D. Corson, "Finite Element Analysis of Arterial Anastomoses with Vein, Dacron and PTFE Grafts", Medial & Biological Engineering & Computing, pp. 413~417, 1992
  7. P.D. Ballyk, C. Walsh, J. Butany and M. Ojha, "Compliance mismatch may Promote graft-artery intimal hyperplasia by altering suture-line stresses", Journal of Biomechanics, Vol. 31, No. 3, pp. 229~237, 1997
  8. G.J. Han, Y.H. Kim, S.C. Ahn and J.J. Shim, "The effect of the Diameter and Anastomotic Angle on the Compliance and the Stress Distribution of the End-to-side Anastomosis", Journal of the KOSOMBE, Vol. 19, No. 2, pp. 183~188, 1998
  9. Y.H. Kim, "A Simultaneous Fluid-Structure Model  
ing of the End-to-End Vascular Graft Anastomosis", Journal of KOSOMBE, Vol. 30, No. 5, 593~599, 1999
  10. S. Lee, Y.C. Fung, M. Matsuda, H. Xue, D. Schneider, K. Han, "The development of Mechanical Strength of Surgically Anastomosed Arteries Sutured with Dexon", Journal of Biomechanics, Vol. 18, pp.81~89, 1985
  11. A.W. Clowes, R. Geary, "Vascular Biology-the New Frontier", Cardiovascular Surgery, Vol. 2, pp. 301-307, 1994
  12. S.C. Chapra and R.P. Canale, "Numerical Methods for Engineers", McGraw-Hill, pp. 438~472, 1998
  13. Y.H. Kim, "Flow Dynamics Near End-to-End Anastomosis", Journal of KOSOMBE, Vol. 13, No. 2, pp. 165~173, 1992
  14. K.H. Lee, "Hemodynamic Effect on Artery-Graft Anastomotic Intimal Hyperplasia", Journal of KOSOMBE, Vol. 15, No. 2, pp.143~149, 1994
  15. B.D. Ratner, A.S. Hoffman, F.J. Schoen and J.E. Lemons, "Biomaterials Science", Academic press, pp. 420~422, 1996