

## 관상동맥과 PTFE의 End-To-End 문합에서 컴플라이언스 부적합에 관한 연구

심재준<sup>†</sup> · 한근조\* · 안성찬\*\*  
(2002년 2월 18일 접수, 2002년 11월 15일 심사완료)

### The study for Compliance Mismatch in the End-to-End Anastomosis of Coronary Artery and PTFE

Jaejoon Shim, Geunjo Han and Sungchan Ahn

**Key Words:** Anastomosis(문합), Compliance(컴플라이언스), Elastic Foundation(탄성경계), coronary Artery(관상동맥), Fatty Tissue(지방조직)

#### Abstract

Finite element analysis of end-to-end artery/PTFE anastomosis recently have been researched. But, these studies were carried out without the compensation for the error of finite element analysis and assumed the artery and PTFE as the simple cylindrical shape in spite of being the fatty tissue which covers the heart. Therefore, we performed the convergency study with respect to increasing the element numbers and considered the fatty tissue as the elastic foundation in the finite element analysis. The results are as follow : 1. An anastomosis with the thinner thickness and larger diameter PTFE than artery could reduce the compliance disagreement. 2. A fatty tissue was affected to reduce the compliance mismatch in the vicinity of anastomosis of different material. Therefore a hypercompliant zone become narrow and a compliance discrepancy decrease between the artery and the PTFE about 70%. And radial displacement with respect to longitudinal direction of an artery and the PTFE anastomosis was similar to a sectional compliance.

#### 기호설명

$C$  : 컴플라이언스  
 $D$  : 관상동맥과 PTFE의 내경  
 $t$  : 관상동맥과 PTFE의 두께  
 $\Delta P$  : 맥압

#### 1. 서론

최근 우리 나라에서도 식생활의 서구화와 노후화에 의해 혈관 내에 혈전이 발생하여 혈관벽에 축적이 되고 혈액의 유동을 방해하여 폐색, 즉 동맥경화와 같은 순환계 질병의 발생 빈도가 증가하고 있다.

특히 심장에 혈액을 공급하는 관상동맥에 질환이 발생하는 경우, 치명적인 위험을 나타낸다. 이에 따라 관상동맥의 치료 인구도 점차 증가하고 있다. 이것을 치료하기 위해 내과적으로 약리적 치료 방법, 협착된 혈관강을 확장시키는 혈관성형술, 그리고 최근에는 레이저를 이용한 방법이 채택되고 있으나 모두 많은 문제점과 제한을 가지고 있어, 혈관의 일부분을 외과적으로 제거하고 대체혈관을 이식하는 문합이 많이 시술되고 있다.

하지만 이러한 문합은 동맥과 인공 혈관 사이

<sup>†</sup> 책임저자, 회원, 동아대학교 일반대학원 기계공학과  
E-mail : shimjj@donga.ac.kr  
TEL : (051)200-6853 FAX : (051)200-7656  
\* 동아대학교 공과대학 기계공학과  
\*\* LG-OTIS 연구소

에 혈전이 쌓이게 되어 파열되는 경우가 발생하고 있으며 그에 대한 연구도 다양하게 보고되고 있다. Chandran 등(1992)은 end-to-end 동맥대체혈관에 대해 문합에서 봉합의 효과를 포함하지 않고 간단한 실린더 형상의 모델에 대해 유한요소법을 이용한 선형해석을 수행하였다.<sup>(1)</sup> Ballyk 등(1997)은 다양한 문합 종류의 봉합된 부근에서 발생하는 응력 집중현상과 문합부근에서의 혈류 유동에 대해 유한요소해석을 이용하여 분석하였으며, 특히 end-to-side 문합에서의 DAIH (Distal Anastomosis Intimal Hyperplasia)의 영향을 분석하였다.<sup>(2)</sup> 또한, Han (1998) 등은 직경과 각도변화에 따른 end-to-side 문합의 단면적에 대한 컴플라이언스의 변화를 분석하였다.<sup>(3)</sup>

본 연구에서는 혈관만을 단순하게 모델링하여 결과를 도출한 기존의 연구들보다 정확성을 향상시키기 위해 요소 수에 따른 수렴해석을 수행하고, 이후 컴플라이언스가 낮은 PTFE의 직경과 두께 변화에 따른 해석을 수행하였다. 또한, 실제 관상동맥과 심장 사이에 분포하고, 관상동맥과 심장을 덮고 있는 지방조직을 모델에 도입하여 지방조직이 가지고 있는 변형의 완화작용을 유한요소해석에 적용하여, 보다 실제와 유사한 컴플라이언스를 구한다. 그리고, 지방조직과 PTFE 형상 변화가 컴플라이언스 부적합<sup>(4,5)</sup>에 미치는 영향을 분석하여 실제 문합의 시술에 필요한 기본적인 자료를 제공하고자 한다.

## 2. 유한요소해석

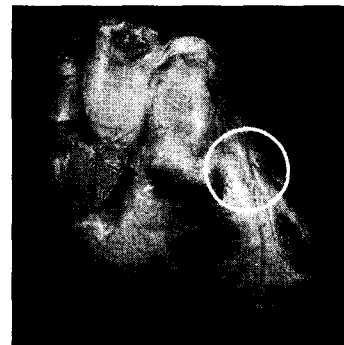
### 2.1 해석 모델

동맥과 PTFE의 내경을 각각 4mm, 벽의 두께는 1mm로 단순하게 모델링하였으며, 동맥에 대한 PTFE 직경 변화와 PTFE 두께 변화에 따른 컴플라이언스의 변화를 조사하기 위한 대표적으로 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 해석을 수행하였다. 또한 지방조직은 폭과 높이가 6×9.5mm인 직사각형으로 모델링하였다. 본 연구에서는 유한요소해석을 위해 문합 시술 이후에 접합부위는 완전히 결합되고, 또한 접합부나 혈관과 PTFE에 새로운 조직이 생성

되지 않아 두께 변화가 전혀 발생하지 않는 것으로 가정하였다.

Fig. 1은 실제 심장과 관상동맥의 표본을 나타내고 있으며, 특히 (b)은 지방조직을 제거한 후 관상동맥에 적색수지를 주입하였을 때 그림이다. Fig. 2(a)는 메시된 동맥과 PTFE의 단순한 형상을 나타내고 있으며, Fig. 2(b)는 메시된 동맥, 지방조직 및 PTFE의 유한요소모델을 나타내고 있다.

범용 유한요소해석 프로그램인 ANSYS 5.6을 사용하였으며, 해석에 사용된 요소는 8절점 3자유도를 가진 육면체 요소를 적용하였다.<sup>(6)</sup>



(a) With fatty tissue



(b) Without fatty tissue

Fig. 1 The photography of heart and coronary artery



(a) Meshed shape of simplified model



(b) Meshed shape of model with fatty tissue

Fig. 2 Finite element model in the vicinity of anastomosis

Table 1 Mechanical properties of each material

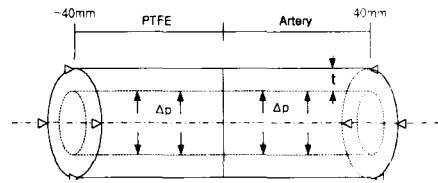
	Elastic modulus $\text{Pa} \times 10^5$	poisson's ratio	Compliance
			<i>In vivo</i>
Artery	4.55	0.499	0.586
PTFE	22.00	0.499	0.122
Fatty Tissue	0.006	0.499	-

2.2 재료의 물성치

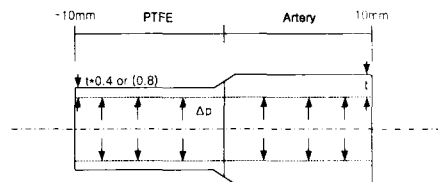
생체조직은 대부분 탄성특성을 나타내며, 특히 동맥과 지방조직은 역동적인 혈류압력을 견딜 수 있는 충분한 인성을 가지는 재료이며 기계적인 물성치는 Table 1에 나타내었다.

2.3 하중조건 및 경계조건

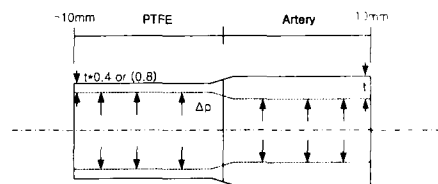
해석에 적용된 모델은 전체 혈관 중 문합이 되는 부분만을 고려하였기 때문에, 양쪽 끝단의 모든 절점을 축방향에 대해 움직임이 없도록 고정하였고, 관상동맥과 지방조직은 완전히 결합된 것으로 가정하였다. 그리고, 지방조직은 외부와 접촉하므로, 접촉되는 면의 수직방향에 대해 움직임이 없도록 고정하였다.



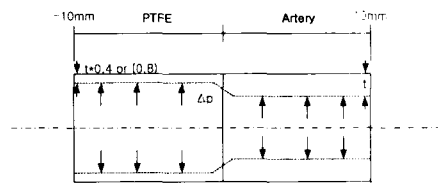
(a) Simplified model



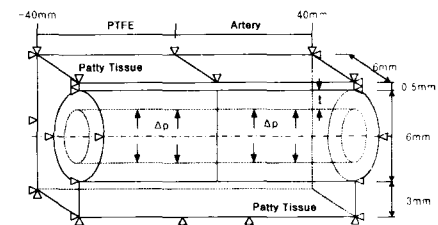
(b) Same internal diameter (type A)



(c) Different internal and outer diameter (type B)



(d) Same outer diameter (type C)



(e) Simple model with fatty tissue

Fig. 3 Dimensions and boundary conditions of each model in the vicinity of anastomosis

Fig. 3은 간단한 치수와 문합된 단순한 형상을 나타내고 있다. Fig. 1에서 관상동맥이 지방조직에 완전히 묻혀있지 않으므로, 비대칭적으로 모델을 형성하였다.<sup>(7-9)</sup>

동맥에서 작용하는 평균 압력인 100mmHg (13.3kPa)를 혈관 내부 벽면에 내압으로 일정하게 하중으로 부과하였다.

#### 2.4 수렴해석

기존의 연구에서는 언급하지 않았던 유한요소 해석에 대한 검증은 수행하기 위해, 본 연구에서는 해석에 사용되는 전체 요소 수를 100에서 15,000까지 증가시키면서 선형 해석을 수행하여 발생하는 최대 컴플라이언스 값에 대한 수렴 해석을 수행하였다.

#### 2.5 혈관의 컴플라이언스

원통형 압력용기에서 외부에서 가해진 하중에 대한 압력용기의 변형의 특성을 나타내는 컴플라이언스는 다음의 식에 의하여 구할 수 있고, Table 1에는 실제 생체 실험에서 구한 컴플라이언스 값을 나타내고 있다.<sup>(1)</sup>

$$C_v = \frac{\Delta V}{V} \frac{1}{\Delta P} \quad (1)$$

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{2R \Delta R + \Delta R^2}{R^2} \quad (2)$$

$\Delta R$ 이 매우 작다면, 제곱항을 생략될 수 있으며, 또한 상수 2를 무시하고, 식 (2)을 식 (1)에 대입하고 풀이하면 직경에 대한 컴플라이언스를 식 (3)과 같이 구할 수 있다.

$$C_R = \frac{\Delta R}{R} \frac{1}{\Delta P} \quad (3)$$

여기에서  $\Delta V$ 는 내압에 의해 발생하는 체적의 변화값이며,  $V$ 는 초기 체적이다. 그리고,  $\Delta P$ 는 내압(평균혈압)의 크기를 나타낸다. 또한,  $\Delta R$ 은 내압에 의해 발생하는 내부직경의 변화값이며,  $R$ 은 초기 내부 직경이다.

하지만, 지방조직을 고려한 모델의 변형은 불규칙적이므로, 압력에 대한 직경의 변화비율에 대한 컴플라이언스는 일정하게 구하지 못한다. 그러므로, 비대칭인 단면적의 변화량은 식 (1)에서 압력변화에 대한 단면적의 변화비율로 정의되는 단면적에 대한 컴플라이언스로 도출하였다.

$$C_A = \frac{\Delta A}{A} \frac{1}{\Delta P} \quad (4)$$

$$\begin{aligned} \Delta A &= \int_0^{2\pi} \int_R^{R+U(\theta)} r dr d\theta \\ &= \int_0^{2\pi} (2RU(\theta) + U(\theta)^2) d\theta \end{aligned} \quad (5)$$

$\Delta A$ 은 내압에 의해 발생하는 내부 단면적의 변화값이며,  $A$ 은 초기 내부 단면적이다.

여기서,  $U(\theta)$ 는 각도의 변화에 따른 반지름 방향으로의 변형된 값을 나타내며, 각도에 따른 함수로서 커브피팅(curve fitting)에 의해서 다항식 (6)으로 나타낼 수 있다.

$$U(\theta) = C_0 + C_1\theta + C_2\theta^2 + C_3\theta^3 + \dots + C_n\theta^n \quad (6)$$

### 3. 해석 결과 및 고찰

#### 3.1 수렴해석

유한요소 해석의 오차를 최소화하기 위한 여러 가지 방법 중 본 연구에서는 요소 수에 대한 수렴 해석을 채택하여 전체 모델에 대해 탄성 해석을 수행하였으며, 요소수가 7,520개에서부터 동맥의 컴플라이언스가 0.6048%/kPa에 수렴함을 Fig. 4에서 알 수 있었다. 그러므로, 본 연구에서는 수렴이 시작되는 요소 수보다 많은 9,000개에 근접하도록 메시를 수행하여 해석을 수행하였다.

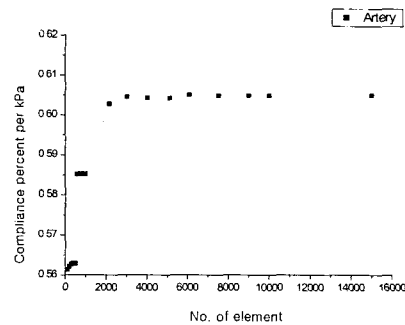


Fig. 4 Compliance in artery with respect to increasing element number

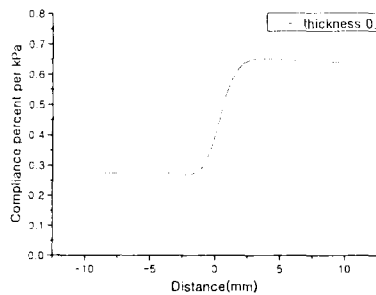


Fig. 5 Compliance distribution in the vicinity of A type artery/PTFE anastomosis without fatty tissue

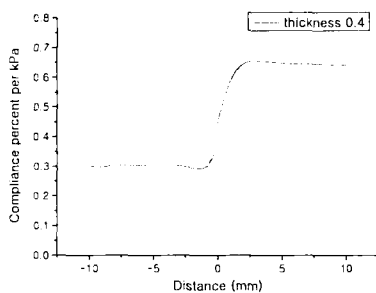


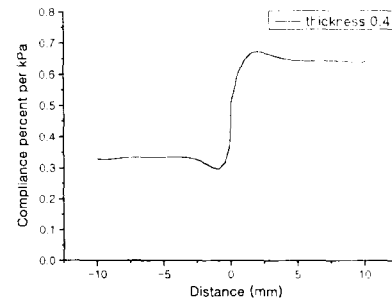
Fig. 6 Compliance distribution in the vicinity of B type artery/PTFE anastomosis without fatty tissue

### 3.2 PTFE 직경 및 두께 변화

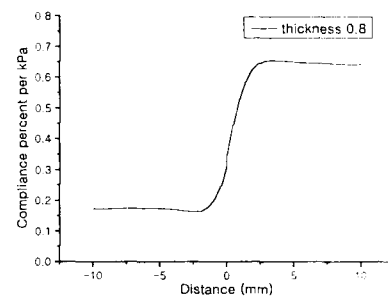
PTFE의 직경 변화와 두께에 따른 세가지 모델에서 컴플라이언스값의 변화를 Fig. 5~7에 나타내었다. 대체적으로 유사한 컴플라이언스 분포를 가지며, 두께가 0.4mm인 경우에 컴플라이언스 부적합의 차이가 어느 정도 낮아지고 있다.

특히 C Type에서 PTFE의 두께가 0.4mm인 경우에 컴플라이언스 차이가 약 0.31%/kPa 정도로 다른 모델보다 차이가 가장 적게 나타남을 알 수 있으나 최대 컴플라이언스가 가장 크게 나타나고 있다. 그리고, 0.8mm 두께에서는 모델에 따른 변화가 거의 발생하지 않았으며, 대표적으로 Type C에 대해서는 Fig. 7(b)에 나타내고 있다.

그리고, 각 경우에 발생하는 컴플라이언스값과 발생하는 최대위치를 Table 2에 나타내었다. 따라서, PTFE의 두께를 변화시킴으로써 PTFE와 동맥 사이에 발생하는 컴플라이언스차이를 감소시킬 수 있으며, 가장 적절한 두께차이는 PTFE와 동맥의 기계적인 특성과 직경에 따라 다양하게 구해 질 수 있을 것으로 사료된다.



(a) Thickness 0.4mm



(b) Thickness 0.8mm

Fig. 7 Compliance distribution in the vicinity of C type artery/PTFE anastomosis without fatty tissue

A Type인 경우, 두께가 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 0.31%/kPa 정도로 낮은 편이다.

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.

B Type인 경우, 두께가 0.4mm인 경우에 최대 컴플라이언스는 0.6541%/kPa이며, 문합 부위에서 3.33mm 떨어진 곳에서 발생하며, PTFE에서는 1.36mm 떨어진 곳에서 0.2991%/kPa가 발생하여 문합부위로 가까워짐을 알 수 있다. 또한 두께가 0.8mm인 경우에 최대컴플라이언스는 0.6546%/kPa이며, 문합 부위에서 3.77mm 떨어진 곳에서 발생하며, PTFE에서는 2.32mm 떨어진 곳에서 0.1586%/kPa가 발생하였다.

C Type인 경우에서 두께가 0.4mm인 경우에

**Table 2** The Max. and Min. compliance location and value induced from anastomosis in each model without fatty tissue

		Compliance location (unit:mm)		Compliance Value (unit:%/kPa)	
		Artery	PTFE	Artery	PTFE
Type A	t=0.4	3.76	2.32	0.6520	0.2697
	t=0.8	3.76	2.32	0.6547	0.1548
Type B	t=0.4	3.33	1.36	0.6541	0.2991
	t=0.8	3.77	2.32	0.6546	0.1586
Type C	t=0.4	2.04	0.88	0.6736	0.2968
	t=0.8	3.75	2.32	0.6546	0.1622

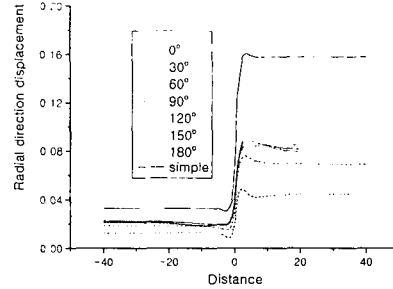
최대 컴플라이언스는 0.6736%/kPa 이며, 문합 부위에서 2.04mm 떨어진 곳에서 발생하며, PTFE에서는 0.88mm 떨어진 곳에서 0.2968%/kPa 가 발생하여, 문합부 근방에 매우 고컴플라이언스 지역이 존재함을 알 수 있다. 또한 두께가 0.8mm인 경우에 컴플라이언스는 0.6546%/kPa 이며, 문합 부위에서 3.75mm 떨어진 곳에서 발생하며, PTFE에서는 2.32mm 떨어진 곳에서 0.1622%/kPa 가 발생하였다.

3.3 탄성 경계의 영향

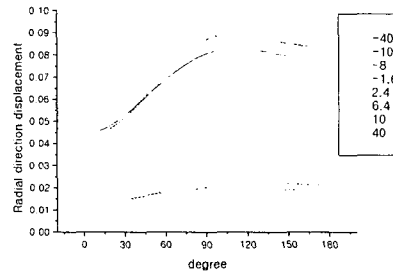
지방조직을 고려한 모델의 동맥에서 발생하는 단면적의 컴플라이언스는 0.338%/kPa, PTFE에서는 0.0927%/kPa이고, 최대는 동맥에서 0.3717%/kPa, 최소는 PTFE에서 0.0620%/kPa이 발생하여, 컴플라이언스의 차이는 약 0.3097%/kPa이다.

지방조직을 제외하여 단순화시킨 모델의 동맥에서 발생하는 단면적의 컴플라이언스가 1.2322%/kPa이며, PTFE의 컴플라이언스는 0.2472%/kPa이다. 최대 컴플라이언스는 동맥에서 1.2581%/kPa이며, PTFE에서는 최소값인 0.2306%/kPa이 발생하였다. 이때 발생하는 최대 컴플라이언스의 차이는 1.0275%/kPa이다.

그러므로, 지방조직을 고려하였을 때 컴플라이언스차이는 약 70%정도로 상당히 낮아짐을 알 수 있으며, 이것은 지방조직이 이종재료에서 발생하는 컴플라이언스의 부적합을 방지하는 효과로 작용하고 있음을 알 수 있다.



**Fig. 8** Radial direction displacement distribution in the vicinity of an artery/PTFE anastomosis with fatty tissue



**Fig. 9** Radial direction displacement distribution with respect to angular variation in the vicinity of an artery/PTFE anastomosis with fatty tissue

또한, 최대 및 최소 컴플라이언스가 발생하는 위치는 지방조직이 있을 때, 문합부에서 동맥으로 2.4mm, PTFE로 1.6mm 떨어진 곳에서 발생하였고, 지방조직이 없는 경우에는 문합부에서 동맥으로 3.5mm, PTFE로 2.6mm 떨어진 곳에서 발생하므로, 고컴플라이언스 지역이 축소됨을 알 수 있다.

Fig. 8는 문합된 동맥과 PTFE의 전체 길이에 대한 반지름 방향의 변형된 값을 나타내고 있다. 또한, 지방조직의 모델이 비대칭이므로, 동맥의 중심에서 반지름방향으로의 변형량도 각도에 따라서 상당한 차이를 Fig. 9에서 보여준다. 지방조직이 적게 분포된 지역에서 가장 적은 변형량이 나타나고 있으며, 그 차이는 약 2배 정도됨을 알 수 있다. 그리고, 반지름 방향의 변형량이 급격하게 변화하는 지역은 문합부에서 -2mm 에서 3mm 사이에 발생하고 있으며, 이 지역은 거의 고컴플라이언스 지역과 일치하고 있다.

**Table 3** The Max. and Min. compliance location and value induced from anastomosis with fatty tissue

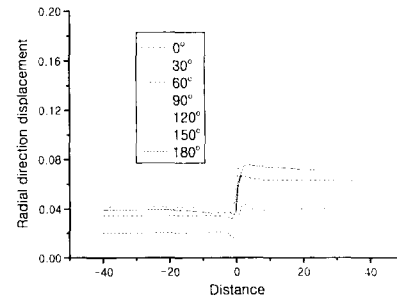
	Compliance location (unit:mm)		Compliance Value (unit:%/kPa)	
	Artery	PTFE	Artery	PTFE
Simplified model without fatty tissue	3.5	2.6	1.2581	0.0620
Simplified model with fatty tissue	2.4	1.6	0.3717	0.2206
Type B with fatty tissue	2.32	1.84	0.3069	0.0987

그리고, PTFE 형상변화에서 도출된 최적형상인 B Type에 지방조직이 도입된 모델에 적용하여 해석을 수행하였고, 동맥에서 발생하는 단면적의 컴플라이언스는 0.3069%/kPa이며, PTFE에서 발생하는 컴플라이언스는 0.1148%/kPa이다. 최대 컴플라이언스는 동맥에서 0.3286%/kPa, 최소는 PTFE에서 0.0987%/kPa이 발생하였다. 대체적으로 PTFE에서 발생하는 컴플라이언스의 값이 20%정도 낮아졌음을 알 수 있다. 또한, 발생하는 최대 컴플라이언스의 차이는 0.2299%/kPa이며, 이 값은 기존의 모델에서 발생하는 값보다 약 25% 낮게 발생함을 알 수 있다.

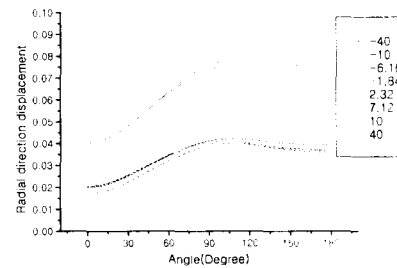
그리고, 최대 및 최소 컴플라이언스가 발생하는 위치는 문합부에서 동맥으로 2.32mm, PTFE로부터 1.84mm 떨어진 곳에서 발생하였다. 또한, 지방조직을 고려한 각 모델에서 발생하는 컴플라이언스값은 Table 3에 나타내었다.

전체 길이에 따른 반지름방향의 변형량을 Fig. 10에서 나타내고 있다. 그리고, 변형량이 급격하게 변화하는 지역은 문합부에서 -2mm에서 2.5mm 사이에 발생하고 있으며, 형상의 변화가 없는 모델에서보다 PTFE에서의 반지름 방향의 변위가 커짐을 알 수 있다. 또한, 혈관에서 급격하게 변화하는 지점도 상당히 완만해 졌음을 알 수 있다. 하지만, PTFE에서는 형상의 변화가 상당히 급격하게 발생함을 알 수 있다.

Fig. 11에서 문합의 120° 근처에서 가장 큰 변형을 나타내고 있으며, 0° 와 30° 에서 차이가 상당히 크게 발생하고 있다. 그리고, 변형되는 형상은 위치에 관계없이 거의 일정함을 알 수 있으며, 단순화된 형상에 수행한 해석결과와 동일하게 동맥과 PTFE에서의 변형값이 뚜렷하게 구분됨을 알 수 있다.



**Fig. 10** Radial direction displacement distribution in the vicinity of a artery/PTFE anastomosis



**Fig. 11** Radial direction displacement distribution with respect to angular variation of in the vicinity of a artery/PTFE anastomosis

#### 4. 결론

관상동맥과 PTFE의 end-to-end 문합에서 발생하는 컴플라이언스 부적합을 최소화하기 위해 PTFE의 형상을 변화시키고, 또한 지방조직을 도입함으로써 다음의 결과를 얻었다.

(1) 문합에서 PTFE 직경의 변화가 컴플라이언스에 미치는 영향보다 두께 변화가 미치는 영향이 크게 나타났다.

(2) 동맥과 PTFE의 외부직경과 동일한 경우(C type)와 동맥과 PTFE의 직경이 동일한 경우(B type)에서 컴플라이언스 부적합이 낮게 발생하였으나, C type인 경우 최대컴플라이언스가 크게 발생하는 단점이 있다.

(3) 단면적의 컴플라이언스는 생체에서 구한 반지름의 컴플라이언스에 비해 70% 정도 낮게 나타나므로, 지방조직이 이종재료에서 발생하는 컴플라이언스의 부적합을 방지하는 효과로 작용하고 있음을 알 수 있다.

(4) 지방조직을 고려한 경우 고컴플라이언스 지역은 문합부에서 동맥 방향으로 -2.4mm에서

PTFE로는 1.6mm 구간에 나타나고 있으며, B에 적용한 모델에서는 그 구간이 더욱 좁아졌음을 알 수 있다.

(5) 지방조직을 고려한 경우에도 PTFE의 두께를 변화시켜줌으로서 25% 정도의 컴플라이언스 부적합을 개선할 수 있다.

### 참고문헌

- (1) Chandran, K. B., Gao, D., Han, G. J., Baraniewski, H., and Corson, J. D., 1992, "Finite - Element Analysis of Arterial Anastomoses with Vein, Dacron and PTFE Grafts," *Medical & Biological Engineering & Computing*, pp. 413 ~ 417.
- (2) Ballyk, P. D., Walsh, C., Butany J., and Ojha, M., 1997, "Compliance Mismatch may Promote Graft-Artery Intimal Hyperplasia by Altering Suture-Line Stresses," *Journal of Biomechanics*, pp. 229 ~ 237.
- (3) Han, G. J., Kim, Y. H., Ahn, S. C., Shim, J. J., 1998, "The Effect of the Diameter and Anastomotic Angle on the End-to-Side Anastomosis," *Journal of the Korea Society of Medical and Biological Engineering*, Vol. 19, No. 2, pp. 183 ~ 188.
- (4) Weston, M. W., Rhee K., and Tarbel J. M., 1995, "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.
- (5) Kim, Y. H., 1992, "Flow Dynamics Near End-To-End Anastomoses," *Journal of KOSOMBE*, Vol. 13, No. 2, pp. 165 ~ 173.
- (6) Chapra, S. C., and Canale R. P., 1998, *Numerical Methods for Engineers*, McGraw-Hill, pp. 438 ~ 472.
- (7) Rohen, J. W., and Yokochi C., 1983, *A Photographic Study of the Human Body*, Gomunsa, pp. 250 ~ 256.
- (8) Henry, Haimovici M. D., 1976, *Vascular Surgery - Principles & Techniques*, McGraw-Hill, pp. 304 ~ 324.
- (9) Webster, John G., 1988, *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, John Wiley & Sons, pp. 328 ~ 350.