

45° 문합각을 가진 동맥과 PTFE 단측 문합의 유한요소해석.

한근조* 김형태* 신정욱** 김영호***

* 동아대학교 기계공학과 ** 인제대학교 의용공학과 *** 재활공학 연구센터

Finite element analysis of the artery and PTFE end-to-side anastomosis with 45° anastomotic angle.

*Geunjo Han, *Hyungtae Kim, **Jungwoog Shin, ***Youngho Kim

* Dong-A Univ. Dept. of Mech. Eng. ** In-Je Univ. Dept. of Med. Eng.

*** Korean Orthopaedics and Rehabilitation Eng. Center.

Abstract

Von Mises stress and compliance distribution was evaluated using a finite element analysis on the anastomosis of an artery with length of 20mm, inner diameter of 4mm, thickness of 0.5mm and a PTFE graft with length of 5.7mm, inner diameter of 2mm, thickness of 0.2mm. When anastomotic angle was taken as 45° and inner pressure of 1330 dyne/mm² was applied inside the 2 conduits. From the analysis results were obtained as follows. (1) Artery diameter increased in both horizontal x and vertical y directions and the magnitude of that in x direction was bigger than in y direction. (2) The compliance was maximum on the anastomosis, especially on that with acute angle. This reduced approaching to the right or left end. (3) The equivalent stress was maximum on top in the y direction and minimum on the nodes around 110° in circumferential direction from the top. (4) The equivalent stress was maximum in the vicinity of anastomosis with acute angle along the longitudinal direction of the artery. This trend was also observed along the PTFE graft.

1. 서론

여러 가지 질환에 의하여 혈관 내에 혈전이 발생하여 혈관 벽에 축적이 되면 혈액의 유동을 방해하다가 그것이 심해지면 폐색이 일어나 거기보다 말초적 혈관에는 혈액이 공급되지 않아 경색 등 여러 가지 문제를 발생시킨다. 이것을 방지하기 위하여 침착된 혈전을 제거시켜야 하는데 이러한 치료방법에는 약물을 사용하여 혈전을 용해시키는 약리적 치료방법과 협착된 혈관강을 확대할 목적으로 풍선이 끝에 달린 카테터를 혈관을 통하여 삽입하고 병변부위에 혈관에 도달한 후, 풍선을 부풀게 하여 혈관강을 확장시키는 혈관 성형술이 있는데 최근에는 레이저를 이용한 혈관 성형술도 많이 채택되고 있다.

그러나 혈관강의 지름을 원상대로 복귀시키고자 하는 시도가 모두 실패하거나 또는 동맥류 혈관일 때는 혈관의 일부분을 외과적으로 제거하고 대체혈관이 대신 이식된다. 동맥의 질환이 있는 부분은 절제되고 양단(end-to-end) 문합시술로 대체혈관이 이식된다. 중간치수나 작은 치수의 혈관에 있어서는 혈관이식을 하기도 심한 폐색의 발생 등에 의하여 혈관의 원활한 소류에 심각한 문제가 발생하기도 한다.

관상동맥의 경우에는 영양소가 부족한 곳에 영양소를 공급하기 위한 우회대체혈관이 많이 이식된다. 우회대체혈관시술은 대동맥에서 폐색이 일어난 혈관 부위를 우회하여 관상동맥까지 연결하고자 할 때 시술되며 이때 채택되는 방법이 단측(end-to-side) 문합이다.

그러나 동맥과 인공혈관 문합수술에서 컴플라이언스부적합(compliance mismatch)이 문합파열에 결정적인 원인이 된다고 많은 연구가 보고 되고 있다. (Abbott 등 1978, Kinley 등 1980, Walden 등 1980, Dewese, 1985) Kinley(1983)은 동맥과 유사한 컴플라이언스를 가진 정맥 대체 혈관이 이식한 혈관벽면이 두꺼워짐에도 불구하고 양호한 경과를 나타낸다고 보고하고 Abbott과 Bouchier-Hayes(1978)은 문합에서의 컴플라이언스 부적합이 혈류유동에 의한 전단응력을 증가시키고 말단부의 관류를 방해하여 문합의 파열을 유발시킨다는 연구결과를 발표하였다. 그리하여 Walden 등(1980)이 발표한 대체 혈관의 점탄성을 모 동맥의 것과 유사하게 함으로써 합성대체혈관의 효능을 향상시킬 수 있다는 연구 결과는 앞에서의 연구 발표와 일관성을 유지하고 있다.

Hasson 등(1985)은 문합에서 동맥측으로 3.6mm 떨어진 곳에서 정상 컴플라이언스의 약 1.5배가 되는 것을 실험적으로 측정하였고 그들은 그 곳을 고(高)컴플라이언스영역(PHZ)이라고 명명하고 문합된 혈관의 주기적인 신장은 문합된 혈관내막에 과형성이 발생한다고 보고하고 있다. Hasson 등(1986)은 고 컴플라이언스 영역을 최소화하기 위하여 불연속문합을 시도하였고 또한 문합수술을 위하여 노출된 동맥의 컴플라이언스는 24시간동안은 안정하나 1주후부터는 급격히 감소하여 2주째는 최소치에 이르게 되므로 대체혈관의 컴플라이언스를 모 동맥의 그것에 맞추고자 할 때는 이 같은 점을 고려해야 한다고 보고하고 있다.

동맥의 벽과 대체혈관이 문합부근에서 상대적으로 높은 응력들을 받게 될것이라고 주장하는 논문이 많은데, Clark 등(1976)은 인간의 대동맥과 동맥들은 10⁶dyne/cm² 차수의 방향성 탄성계수로 이방성이나 대체혈관은 등방성으로 10⁸~10⁹dyne/cm² 차수의 탄성계수를 나타내고 문합부근의 응력집중은 등-등방결합에서 등-이방결합으로 점진적으로 증가한다고 지적했다. Gaylis(1981)는 문합의 동맥류현상을 토론하고, 그러한 병리학의 원인은 문합에서의 동맥의 취약함때문이고 봉합에 의한 혈관벽의 당김때문이라고 설명했다.

Teodori 등(1980)은 동맥대체혈관모델의 다양한 조합으로 관류압력과 직경의 변화를 실험적으로 측정했다. 또 탄성적 튜브모델에서 굽힘 및 전단응력을 이론적으로 계산했다. 그들은 비정상적 유동동역학이 포함될 때를 제외하고 대체혈관 손상에 생체역학적 힘은 덜 중요할 수도 있다고 결론지었다. 자가이식된 정맥 대체혈관은 동맥혈화로 인공된 과정에서 세포 과형성의 결과로 이식한 후에 좀더 두꺼워졌다. Rodgers 등(1987)은 문합에서 굽힘응력의 이론적인 수치는 실험적인 수치보다 좀더 크게 나타났다고 지적했다.

또한 혈관이식에 있어서 봉합기술의 영향도 물론 연구되었는데 Hasson 등(1985)은 지름은 단조롭게 문합쪽으로 감소한다 할 지라도 컴플라이언스는 문합(F7.33) 부근에서부터 약 3~4mm에서 처음엔 증가하지만 곧 줄어든다는 것을 보여주었고 있다. 그

들은 이 부위를 para-anastomotic hypercompliant zone(PHZ)라고 이름지었다. Hasson 등(1986)은 단절된 봉합이 컴플라이언스 부적합을 감소시키고 따라서 PHZ의 발생을 억제한다고 보고하였다.

또다른 주된 문제는 대체혈관물질의 이식후 수개월 내의 소통성의 감소이다. 이 문제는 자가이식된 정맥 대체혈관이 서서히 그들의 소통성을 잃어버리는 반면 복합대체혈관은 급격히 나빠진다. 컴플라이언스 부적합은 이 문제에 관련되는 것으로 의심받는 주요한 요소이다. 수많은 이론들이 컴플라이언스 부적합의 결과로 제외되었다 할지라도 장기간 소통성이 보장되는 대체혈관이 개발되기 위해서는 좀 더 많은 연구가 이 문제를 해명하기 위하여 수행될 필요가 있다.

이처럼 여러 경우에 문합이 시술되는데 혈압이 작용하면 컴플라이언스가 다른 두 혈관이 문합에 의하여 응력집중이 발생하고 컴플라이언스에 변화가 발생하게되며 문합된 부분이 파열되기도 한다. 이러한 문제점을 줄이거나 방지하기 위하여 Chandran 등은 end-to-end 문합을 세가지 재료에 대하여 시뮬레이션하여 문합된 동맥의 끝에 hypercompliant zone이 존재한다는 것과 이식조직 끝에 높은 인장응력이 발생하는 것을 발견하였다.

본 연구에서는 45° 문합각을 갖고 PTFE 이식혈관과 동맥의 직경비가 1:2인 end-to-side 문합에 있어 응력과 컴플라이언스 분포를 살펴보고자 한다.

2. 해석방법

작은 크기의 이식혈관들과 중간크기의 이식혈관들에 있어서 이식후에 끈이는 소통성의 상실은 이식혈관들의 작용성능을 개선하기 위한 연구와 설계변경을 촉진시켰다. 생체내에서 원활하게 작용한 이식혈관은 맥류하에서 자연적인 동맥과 똑같은 동력학적인 응답을 가질 것으로 기대되어진다. 유동특성의 중요한 측정단위는 유동 흐름의 impedance이다. impedance의 특성은 저항, inertance 그리고 탄성으로 구성된다(Kidson, 1983). 만일 이식혈관의 직경이 제거된 동맥직경과 같은 크기라면, 모 동맥과 대체물인 이식혈관들 사이에 일치되어야하는 중요한 특성은 컴플라이언스이다.

그러므로 동맥이나 이식혈관의 내부직경을 측정하고 또한 어떤 Δp에 대한 반지름의 변화를 측정함으로써 컴플라이언스가 계산될 수 있다. 동맥, 자가이식 동맥 대체혈관, 자가이식 정맥 대체혈관, 합성 대체혈관의 컴플라이언스가 몇몇 연구논문에서 보고되어 있는데 동맥의 컴플라이언스가 제일 크고 합성 대체혈관의 컴플라이언스가 제일 작다.

Hasson 등(1984)은 외과적 처치로 컴플라이언스를 감소시킨다고 보고했는데 대퇴부 동맥을 이용하여 동맥의 한쪽은 절제되어 이식되고 다른 끝은 정상상태 자료를 위하여 그대로 두고 실험을 하여 재이식된 동맥의 컴플라이언스는 이식후 2주가 지난 다음 급격히 감소하였으나 그래도 합성대체혈관보다는 컴플라이언스가 여전히 큰것을 보고하였다.

모 동맥과 대체혈관들 사이의 컴플라이언스 부적합이 문합 시술 수 개월 이내 대체혈관파열에 주요인이 되므로 본 연구에서는 유한요소해석 프로그램인 ANSYS에 입력시켜 시뮬레이션을 수행한 결과로 얻어진 변형을 사용하여 컴플라이언스를 구하여 그것의 분포와 응력의 분포를 살펴본다. 동맥의 내경은 4mm이고 벽의 두께는 0.5mm이며 PTFE대체혈관의 내경은 2mm, 두께는 0.2mm로 하였다. 벽의 재료는 등방 등질 비압축 선형 탄성으로 가정한다.

실린더형상의 모델 2개를 축면에서 문합하므로 direct 모델링은 아주 까다로우므로 ANSYS가 갖고 있는 기능중의 하나인 Boolean작업기능으로 모델링을 수행한다음 auto mesh generation을 하였다. 이때 얻어진 요소는 916개의 8절점 육면

체요소를 얻었다. 이 요소는 각절점에 있어서 3개 직선변위의 자유도를 가진 요소로써 isoparametric brick 요소이다. 이 요소의 Young 계수는 Table 1에 나타난 바와 같고 혈관벽의 비압축성을 시뮬레이션하기 위해 대체혈관과 동맥의 포와송 비를 0.499로 하였다. 요소의 크기는 Fig.1에서 나타난 바와 같이 문합된 부분 근처에서는 0.3mm이하이고 양단에 가까이 갈수록 커져서 1mm 정도가 된다. 그리고 얻어진 절점의 총수는 1898개 이다.

Fig.1은 시뮬레이션된 PTFE이식혈관과 동맥혈관 단축문합의 모델형상이고 Fig.2는 동맥의 길이 방향으로 상당응력분포를 조사하기 위한 단면의 위치 및 번호를 나타낸 그림이다. 이 모델에 부과한 경계조건은 좌측단에 있는 모든 절점의 Z방향변위를 0으로 구속하고 최하단에 있는 절점은 모든 방향으로 변위를 구속한다. 그 절점 수직선상에 있는 절점들은 x방향의 변위만 0으로 구속한다. 우측단의 단면상의 모든 절점의 경계조건은 z방향으로의 변위구속을 해제하는 것을 제외하고 나머지 구속조건은 똑같다. 작용시킨 내압은 동맥에서의 평균압력인 1330 dyne/mm²(100mmHg)를 작용시켰다.

Table.1 PTFE대체 혈관과 동맥의 치수 및 탄성계수

	Internal diameter (mm)	Wall thickness (mm)	Elastic modulus E (dyne/mm ² × 10 ⁴)
Artery	4.0	0.5	4.5
PTFE	2.0	0.2	22.0

3. 결과 및 토의

원통모양의 혈관에 내압 1330 dyne/mm²(100 mmHg)이 작용할 때 얇은 원통과 두꺼운 원통에 사용되는 이론을 이용하여 동맥의 반경변화를 근사적으로 계산해보면

i) 얇은 원통인 경우

$$\Delta d = \frac{pr}{Et} \cdot d = 0.472 \text{ mm}$$

가 되고,

ii) 두꺼운 원통인 경우

$$\Delta d = \frac{p}{E} \cdot \left[\frac{r_2^2 + r_1^2}{r_2^2 - r_1^2} + \nu \right] \cdot d = 0.746 \text{ mm}$$

이 되고, 이 경우에 컴플라이언스는 각각 0.88 × 10⁻⁴ mm²/dyne 과 1.12 × 10⁻⁴ mm²/dyne이다.

PTFE-동맥 문합에서 내압을 받아 변형이 생길 때 변형된 형상은 Fig.3에 나타나 있고 y방향 직경의 변화는 Fig.4에 x방향 직경의 변화는 Fig.5에 나타나 있다. 두그림에서 나타난 바와 같이 직경의 변화는 y방향보다는 x방향으로 많이 발생함을 알 수 있고 y방향 변화량은 좌측단 최하단 절점에서 강체운동을 막기 위하여 고정시켰기 때문에 상측부만 밀어서 끌려 내려온다. 그러나 문합 좌측동맥의 중앙으로 갈수록 y방향 직경 변화는 커지다가 감소하고 문합우측동맥은 처음에 조금 감소하다가 계속 증가하는 경향을 나타낸다. Fig.5에서 볼 수 있는 x방향 직경변화는 y방향 직경변화와 거의 반대 되는 경향을 보인다. 즉 y방향 직경이 증가할 때 x방향 직경은 감소한다. 수평방향 직경변화는 문합부 중심에서 최대이고 양측으로 갈수록 감소하다가 다시 증가함을 알 수 있었다.

이상과 같은 수직 수평방향의 직경변화로 인해 원인 단면은

타원이 된다고 가정하여 컴플라이언스를 구하면

$$\begin{aligned}
 C &= \frac{1}{\Delta p} \cdot \frac{\Delta A}{A} \\
 &= \frac{1}{\Delta p} \cdot \frac{\pi(r+\Delta d_x/2)(r+\Delta d_y/2) - \pi r^2}{\pi r^2} \\
 &= \frac{1}{\Delta p} \cdot \frac{\Delta d_x + \Delta d_y}{2r}
 \end{aligned}$$

가 되어 Fig.6과 같은 컴플라이언스 변화를 얻을 수 있었다. 컴플라이언스는 양단에서 최소이고 문합부에서 최대인데 우측의 예각문합에서 0.0005mm²/dyne으로 최대값을 나타내었다.

상당응력분포를 Fig.2에서 나타나 있는 바와 같이 좌측단 1번 단면에서부터 우측단 6번 단면까지의 6개 단면 내에서 원주 방향으로 살펴보았다. y좌표가 최상단 절점의 각을 0° 로하고 최하단 180° 까지 22.5° 간격으로 상당응력값을 나타내보면 Fig.7에서와 같이 모든 단면에 있어 0° 에서 최대값을 나타내고 각이 증가할수록 응력이 감소하여 90° ~ 120° 에서 최소값이 나타나고 다시 증가하다가 180° 에서 극대(최대)값을 나타낸다. 최대값과 최소값의 비는 4번 단면에서 약 4이고 6번 단면에서는 1.5정도로 떨어진다. 또한 단면의 각도에 상관없이 문합부위에서 가까운 단면을 중심으로 좌우 두부분으로 나눌 때 예각으로 문합된 측이 둔각으로 문합된 측보다 응력이 크게 발생함을 알 수 있다.

문합된 부분 바로 아래 동맥 단면인 7, 8, 9번 단면(Fig.2)을 선택하여 상당 응력을 원주각의 변화에 따라 살펴보면 Fig.8에 나타난 바와 같이 문합되는 상측에서 최대이고 각이 증가할수록 감소하다가 60° ~ 90° 에서 최소값을 나타내고 다시 증가하는 곡선을 나타낸다. 각도에 따라 응력의 크기를 비교해 보면 7, 8, 9번 단면에서의 값이 3, 4번 단면에서 보다 작거나 거의 같음을 알 수 있다.

동맥의 좌측단에서 우측단까지의 y좌표 최상단과 최하단부의 상당 응력은 Fig.9에 나타나 있다. 최대값은 예각으로 문합되는 지점에서 20900 dyne/mm²로 같은 우측편에서의 최소값 5200 dyne/mm²보다 약 4배 정도로 발생하고, 둔각으로 문합되는 지점에서는 13500 dyne/mm²로 최대값보다는 작으나 문합 좌측편에서의 최대 응력이 발생함을 살펴볼 수 있다. 문합이 상단부에서 이루어지므로 문합근처에서 급격한 응력 집중이 발생하는 것을 볼 수 있으나 하단부에서는 비교적 완만한 응력분포가 발생함을 알 수 있다.

Fig.10에서 나타나있는 PTFE이식혈관에서의 상단부와 하단부에서의 상당응력변화를 살펴보면 동맥에서와 마찬가지로 문합부위에서 최대이고 그 부위에서 멀어질수록 감소함을 알 수 있고 또한 예각문합부위가 둔각문합부위보다 더 큼을 알 수 있다.

4. 결론

길이 20mm, 내경 4mm, 두께 0.5mm인 동맥에 길이 5.7mm, 내경 2mm, 두께 0.2mm인 PTFE 이식혈관을 45° 문합각을 갖도록 문합시켜 1300 dyne/mm²의 내압을 작용시켰을때 발생하는 동맥과 이식혈관에서의 상당응력과 컴플라이언스 분포를 유한요소법으로 해석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

- 1) 동맥의 직경변화는 대부분 단면에서 수직방향인 y축방향과 수평방향인 x축 방향으로 증가하였는데 그 절대치는 x축 직경변위가 훨씬 크다.
- 2) 동맥의 길이방향에 따른 컴플라이언스의 변화는 문합지점에서 최대이고 끝으로 갈수록 작아진다.
- 3) 동맥에서 y축 방향으로 최상측이 상당응력의 최소값을 나타내고 원주방향으로 최전해갈에 따라 감소하다가 110° 근처에서 최소값을 나타낸다.
- 4) 동맥의 좌측단에서 우측단으로 x축방향으로 이동하면서 최상

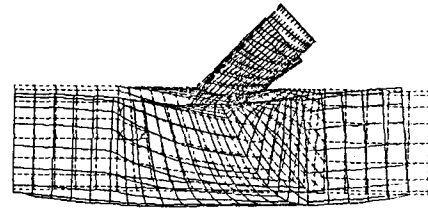
단과 최하단에서의 상당응력값을 살펴보면 문합부에서 최대값을 나타내고 문합의 양측중 예각으로 문합되는 부분이 둔각문합보다 더 큰 값을 나타낸다. 이러한 경향은 PTFE 이식혈관에서도 마찬가지이다.

6. 참고문헌

1. Abbott, W. M. and Bouchier-Hayes, J. The role of mechanical properties in graft design. In Graft materials in vascular surgery. Dardik H.(Ed.), Year Book Medical Publishers, Chicago, 59-78, 1987.
2. Dewese, J. A. Anastomotic neointimal fibrous hyperplasia. In complications in vascluar surgery, 2nd edn. Bernard, V. M. and Towne, J. B(Eds.), Grune & Stratton, Orlando Florida, 157-170, 1987.
3. Fatemi, R. S., and Rittger, S. E., "Derivation of Shear Rates From Near-wall LDA Measurement Under Steady and Pulsatile Flow Conditions," ASME Journal of Biomechanical Engineering, Vol.116, pp.361-368, 1994.
4. Gaylis, H. Patholgenesis of anastomotic aneurysms. Surg., 90, 509-515, 1981.
5. Hasson, J. E., Megerman, J. and Abbott, W. A. Postsurgical changes in arterial compliance. Arch. Surg., 119, 788-791, 1984.
6. Hasson, J. E., Megerman, J. and Abbott, W. A. Increased compliance near vadcular anastomosis. J. Vasc. surg., 2, 419-423, 1985.
7. Hasson, J. E., Megerman, J. and Abbott, W. M. Suture technique and para-anastomotic compliance. Ibid., 3, 591-598, 1986.
8. Keynton, R. S., Shu, C. S., and Rittgers, D. E., "The Effect of Angle and Flow Rate upon Hemodynamics in Distal Vascular Graft Anastomoses : An In Vitro Model Study," ASME Journal of Biomechanical Engineering, Vol.113, pp.458-463, 1991.
9. Kidson, I. G. The effect of wall mechanical properties on patency of arterial grafts. Ann. R. Coll. Surg. of England, 65, 24-29, 1993.
10. Kinley, C. E. and Marble, A. E. Compliance: a continuing problem with vascular grafts. J. Cardiovasc. Surg., 21, 163-170, 1980.
11. Kuchar, N. R. and Ostrach, S. Flow in the entrance regions of circular elastic tubes. Biomed. Fluid Mech. Symp. ASME, New York, 45-69, 1966.
12. Perktold, k., and Peter, R., "Numerical 3-D Simulation of Pulsatile Wall Shear Stress in an Arterial T-Bifurcation Model," J. Biomed. Engr., Vol.12, pp.2-12, 1990.
13. Perktold, k., and Reach, M., "Numerical Flow Studies in Human Carotid Bifurcations: Basic Discussion of the Geometric Factor in Atherogenesis , ASME Journal of Biomechanical, Vol. 12, pp.111-123, 1990.
14. Rindt, C. C. M., Van Steenhoven, A. A. et al., "A Numerical Analysis of Steady Flow in a Three-Dimensional Model of the Carotid Artery Bifurcation, J. Biomech., Vol.23, pp.461-673, 1990.
15. Steinman, D. A., Vinh, B., Ethier, C. R., Ojha, M., et al., "A Numerical Simulation of Flow in Two-Dimensional End-to-side Anasomosis Model," ASME Journal of Biomechanical Engineering, Vol.115, pp.112-118, 1993.
16. Szilagy, D. E., Whitcomb, J. G., Schenker, W. and

45° 분합각을 가진 동맥과 PTFE 단축 문합의 유한요소해석

- Waihel, P. The laws of fluid and arterial grafting. Surg., 47. 55-73, 1960.
17. Teodori, M. F., Rodger, V. G. J., Brant, A. M., Bobvetz, H. S., Webster, M. W., Steed, D. L. and Peitzman, A. B. Effect of compliance and diameter on stress at artificial anastomosis. Current Surg., Nov./Dec., 505-508, 1986.
18. Walden, R., L'italien, G. J., Megerman, J. and Abbott, W. M. Matched elastic properties and successful arterial grafting. Arch. Surg., 115, 1166-1169, 1980.
19. Young, C. N., DeWit, K. J., and Keith, T. G., Jr., "Three-Dimensional Steady Flow Through a Bifurcation," ASME Journal of Biomechanical Engineering, Vol.112, pp.189-197, 1990.



(b)

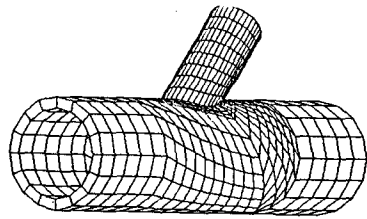


Fig.1 시뮬레이션된 동맥과 PTFE 이식혈관 단축문합의 유한요소해석

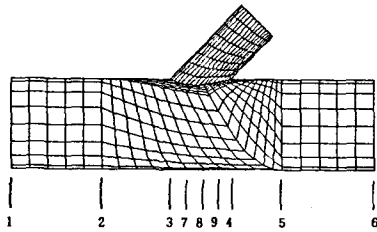
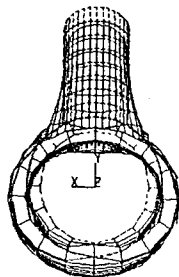


Fig.2 컴플라이언스와 상당응력분포를 살펴보기 위한 단면번호와 위치



(a)

Fig.3 동맥-PTFE 이식혈관 단축 문합의 변형된 형상 (a)전면도 (b)측면도

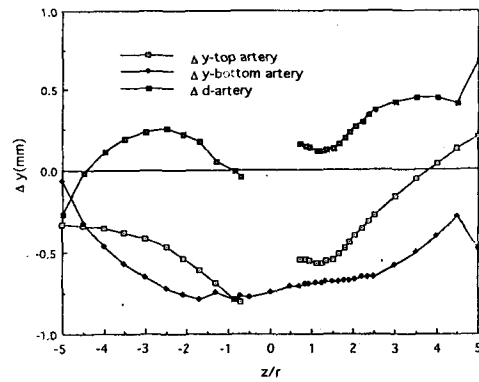


Fig.4 동맥의 길이방향에 따른 최상측부와 최하단부의 수직 변위와 직경변화

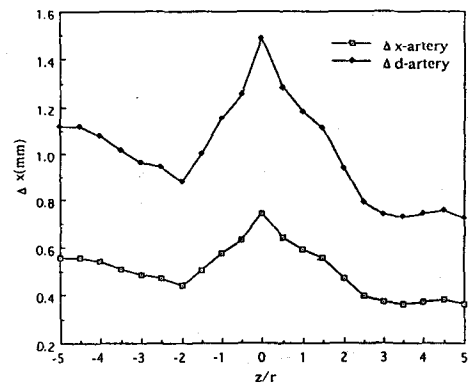


Fig.5 동맥의 길이 방향에 따른 수평방향의 변위 및 직경변화

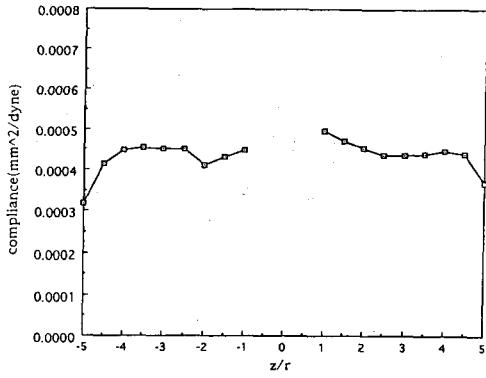


Fig. 6 동맥의 길이 방향에 따른 컴플라이언스의 변화

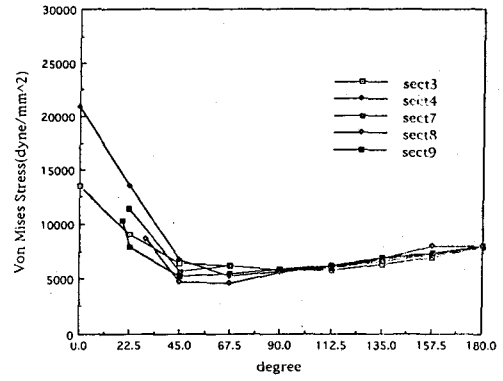


Fig. 9 동맥의 문합 하단부의 단면에서 원주방향으로의 상당응력변화

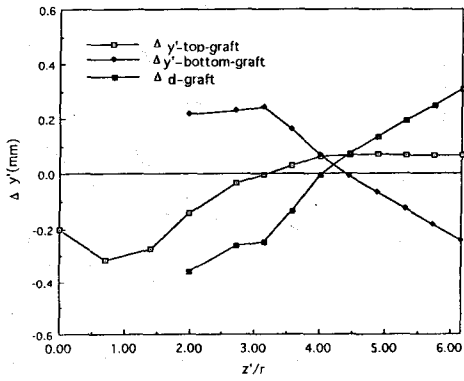


Fig. 7 PTFE 이식혈관의 길이방향에 따른 최상측부와 최하단부의 수직변위와 직경변화

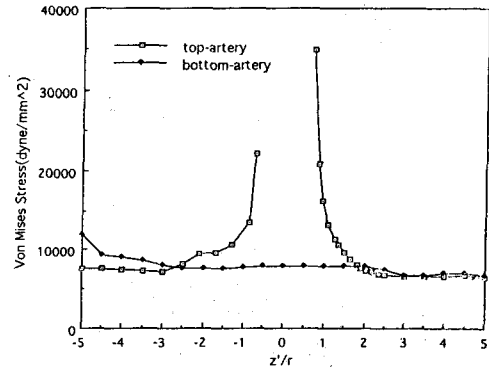


Fig. 10 동맥의 길이 방향에 따른 최상단부와 최하단부에서의 상당응력분포

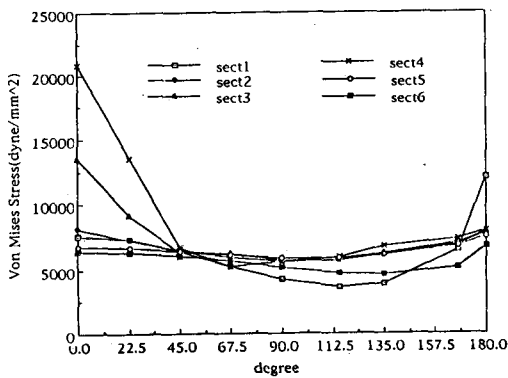


Fig. 8 동맥의 1번에서 6번까지 단면에서 원주방향으로의 상당응력변화

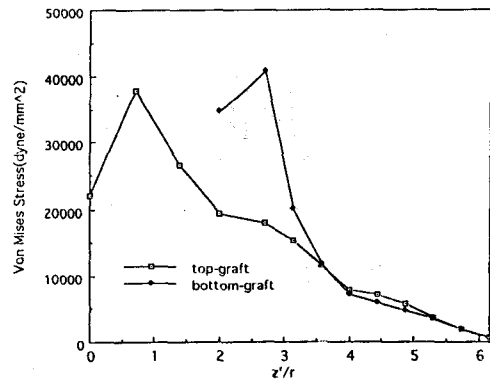


Fig. 11 PTFE 이식혈관의 길이방향에 따른 최상측부와 최하단부에서의 상당응력분포