

45° 문합각을 가진 동맥과 PTFE 단측 문합의 유한요소해석

한근조*·김형태*·안성찬*·신정욱**·김영호***

Abstract =

Finite Element Analysis of the Artery and PTFE End-To-Side Anastomosis with 45° Anastomotic angle

G.J. Han*, H.T. Kim*, S.C. Ann*, J.W. Shin**, Y.H. Kim***

Von Mises stress and compliance distribution was evaluated using a finite element analysis on the anastomosis of an artery with length of 20mm(z direction, along the horizontal artery), 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 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(along the length of artery) and vertical y(perpendicular to the length of artery) directions and the magnitude of that in x direction was bigger than that in y direction.

(2) The compliance was maximum on the anastomosis, especially on that with acute angle. The reduction of compliance was observed from the anastomosis area to the either right or left end.

(3) The equivalent stress was maximum on top in the y direction and minimum on the nodes apart 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.

Key words : End-to-side anastomosis, Graft, Compliance mismatch, Anastomotic angle

서 론

관까지 질환에 의하여 혈관 내에 혈전이 발생하여 혈류가 막히게 되면 혈액의 유동을 방해하다가 그것이 심해지면 폐색이 일어나 거기보다 말초적 혈관에는 혈액이 가지 않아 경색 등 여러 가지 문제를 발생시킨다. 이를 방지하기 위하여 침착된 혈전을 제거시켜야 하는데 최근 치료방법에는 약물을 사용하여 혈전을 용해시키는 화학적 치료방법과 협착된 혈관강을 확대할 목적으로 풍선로 막힌 카테터를 혈관을 통하여 삽입하고 병변부

위의 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 이식되거나 동맥의 질환이 있는 부분은 절제되고 end-to-end 문합시술로 대체혈관이 이식된다. 중간치수나 작은 치수의 혈관에 있어서는 혈관이식을 하고도 심한 폐색의 발생 등에 의하여 혈관의 원활한 소통에 심각한 문제가 발생하기도

동아대학교 기계공학과

Dept. of Mech. Eng. Dong-A Univ

동아대학교 의공학과

Dept. of Med. Eng. In-Je Univ

스포츠과학 연구센터

Center for Orthopaedics and Rehabilitation Eng. Center

본 연구는 1995년도 동아대학교 학술연구 조성비(공모과제)에 의하여 연구되었음.

Correspondence: Han K. Jo, (604-714) 부산시 사하구 하단동 840, Tel. (051)200-7650, Fax. (051)200-7656

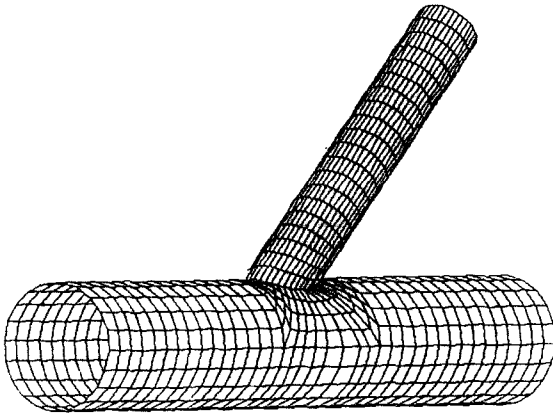


그림 1. 시뮬레이션된 동맥-PTFE 이식혈관 단측문합의 유한 요소메쉬
 Fig. 1. Finite element mesh generation of the PTFE end-to-side anastomosis

한다.

관상동맥의 경우에는 심근폐색이 발생한 곳에 혈액을 공급하기 위한 우회대체혈관이 많이 이식된다. 우회대체혈관시술은 대동맥에서 폐색이 일어난 혈관 부위를 우회하여 관상동맥까지 연결하고자 할 때 시술되며 이때 채택되는 방법이 end-to-side 문합이다.

이처럼 여러 경우에 문합이 시술되는데 혈압이 작용하면 컴플라이언스가 다른 두 혈관의 문합에 의하여 응력집중이 발생하고 컴플라이언스에 변화가 발생하게 되며 문합된 부분이 파열되기도 한다. 그러므로 문합파열에 결정적인 원인이 되는 컴플라이언스 부적합에 대한 많은 연구가 보고 되고 있다[1-4].

Kinley[3]은 동맥과 유사한 컴플라이언스를 가진 정맥 대체 혈관으로 이식된 혈관벽면이 두꺼워짐에도 불구하고 양호한 경과를 나타낸다고 보고하고 Abbott과 Bouchier-Hayes[1]는 문합에서의 컴플라이언스 부적합이 혈류유동에 의한 전단응력을 증가시키고 말단부의 관류를 방해하여 문합의 파열을 유발시킨다는 연구결과를 발표하였다. 그리하여 Walden[4] 등이 대체 혈관의 점탄성을 모동맥의 것과 유사하게 함으로써 합성대체혈관의 효능을 향상시킬 수 있다고 발표한 연구 결과는 앞에서의 연구 발표와 일관성을 유지하고 있다. Hasson[5-7] 등은 문합에서 동맥측으로 3.6mm 떨어진 곳의 컴플라이언스가 정상치의 약 1.5배에 달하는 것을 실험적으로 측정하였고 그들은 그 곳을 고(高)컴플라이언스영역(PHZ)이라고 명명하고 문합된 혈관의 주기적인 신장은 문합된 혈관내막에 과형성이 발생한다고 보고하고 있다. 그는 또 고 컴플라이언스 영역을 최소화하기 위하여 불연속봉합을 시도하였고 또한 문합수술을 위하여 노출된 동맥의 컴플라이언스는 24시간동안은 안정하나 1주후부터는 급격히 감소하여 2주째는 최소치에 이르게 되므로 대체혈관의 컴플라이언스

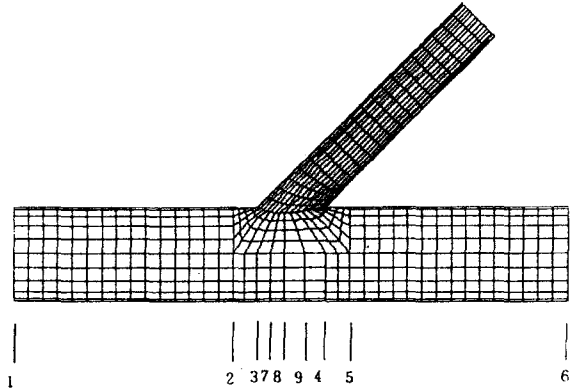


그림 2. 컴플라이언스와 상당응력분포를 위한 단면번호와 위치
 Fig. 2. Numbers and location of sections for the compliance and Von Mises stress

를 모 동맥의 그것에 맞추고자 할 때는 이 같은 점을 고려해야 한다고 보고하고 있다.

Chandran[8] 등은 동맥과 정맥, 대크론, PTFE와의 end-to-end 문합에 있어 컴플라이언스 및 응력을 해석하여 동맥측에 컴플라이언스 증가와 대체 혈관벽면에 증가된 인장응력이 발생하여 이것들이 대체 혈관 파열에 미치는 영향을 토의하였다.

본 연구에서는 45° 문합각을 갖고 PTFE이식혈관과 동맥의 직경비가 1:2인 end-to-side 문합에 있어 응력과 컴플라이언스 분포를 살펴보고 그 결과를 end-to-end 문합경우와 비교하고 이 경우에 있어서도 대체 혈관문합의 파열에 미치는 영향을 살펴보고자 한다.

유한 요소 해석

1. 동맥과 PTFE 대체혈관의 모델링

모동맥과 대체혈관들 사이의 컴플라이언스 부적합이 문합시술 수개월이내 대체혈관파열에 주요인이 되므로 본 연구에서는 유한요소해석 프로그램인 ANSYS를 사용하여 시뮬레이션을 수행하고 그 결과로 얻어진 변형으로 컴플라이언스를 구하고 그것의 분포와 응력의 분포를 살펴본다. 동맥의 내경은 4mm이고 두께는 0.5mm이며 PTFE 대체혈관의 내경은 2mm, 두께는 0.2mm로 하였다. 벽의 재료는 등방 등질 비압축 선형 탄성으로 가정한다.

실린더형상의 모델 2개를 측면에서 문합하므로 직접 모델링은 매우 까다롭다. 따라서 본 연구에서는 auto mesh generation을 수행하였다. 이때 얻어진 요소는 916개의 8절점 육면체 요소를 얻었다. 이 요소는 각절점에 있어서 3개의 직선변위의 자유도를 가진 요소로서 등매개함수 요소이다. 이요소의 탄성계수는 Table. 1[8]에 나타난 바와 같이 혈관벽의 비압축성을 시뮬레이션하기 위

표 1. PTFE 대체혈관과 동맥의 치수 및 탄성계수
Table. 1

	Internal Diameter(mm)	Wall Thickness (mm)	Elastic modulus (10 ⁴ dyne/mm ²)
Artery	4.0	0.5	4.5
PTFE	2.0	0.2	22.0

해 대체혈관과 동맥의 포와송비를 0.499로 하였다. 요소의 크기는 Fig. 1에서 나타난 바와 같이 문합된 부분 근처에서는 0.3mm 이하이고 양단에 가까이 갈수록 커져서 1mm정도가 된다. 그리고 얻어진 절점의 총수는 1898개이다. Fig. 1은 시뮬레이션된 PTFE이식혈관과 동맥혈관 단측문합의 모델형상이고 Fig. 2는 동맥의 길이방향으로 상당응력 분포를 조사하기 위한 단면의 위치 및 번호를 나타낸 그림이다.

2. 경계조건

이 모델에 부과한 경계조건은 좌측단에 있는 모든 절점의 z방향(축방향) 변위를 구속하고 최하단에 있는 절점은 강제운동을 막기 위하여 모든 방향으로 변위를 구속한다. 그 절점 연직상방에 있는 절점들은 x방향(Fig. 2에서 지면에서 수직아래 방향)의 변위를 0으로 구속한다. 또한 x방향은 Fig. 3에 나타나 있다. 우측단의 단면상의 모든 절점의 경계조건은 z방향으로의 변위구속은 해제하고 나머지 구속조건은 동일하다. 작용시킨 내압은 동맥에서의 평균압력인 1330dyne/mm² (100mmHg)를 작용시켰다.

결과 및 토의

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

i) 얇은 원통인 경우

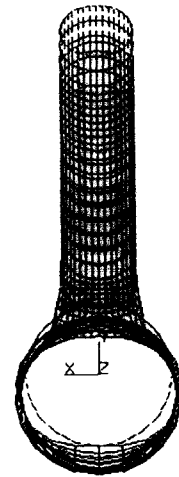
$$\Delta d = \frac{pr}{Et} \cdot d = 0.5985mm$$

ii) 두꺼운 원통인 경우

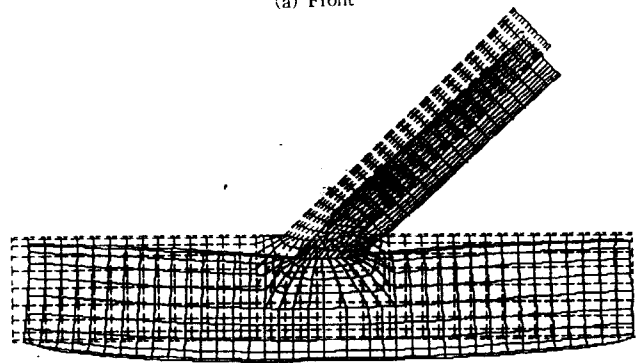
$$\Delta d = \frac{p}{E} \cdot \left[\frac{r_2^2 + r_1^2}{r_2^2 - r_1^2} + \nu \right] \cdot d = 0.6723mm$$

이 되고, 이경우에 컴플라이언스는 각각 0.88×10⁻⁴mm²/dyne과 1.12×10⁻⁴mm²/dyne이다.

PTFE-동맥 문합에서 내압을 받아 변형이 생길 때 변형된 형상은 Fig. 3에 나타나 있고 y방향 직경의 변화는 Fig. 4에 x방향직경의 변화는 Fig.5에 나타나 있다. 두 그림에서 나타난 바와 같이 직경의 변화는 y방향보다는 x방향으로 많이 발생함을 알 수 있고 y방향 변화량은 좌



(a) Front



(b) Side

그림 3. 동맥-PTFE 이식혈관 단측문합의 변형된 형상
Fig. 3. Deformed shape of the artery and the PTFE end-to-side anastomosis

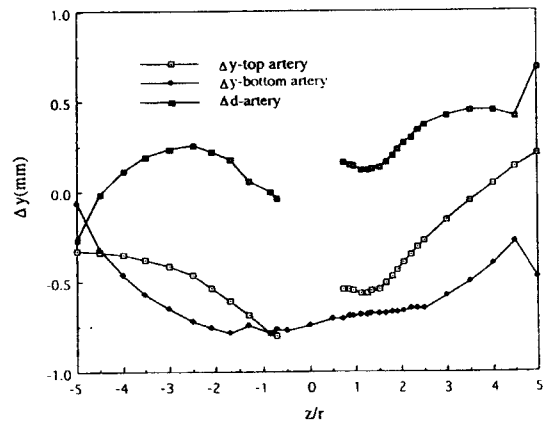


그림 4. 동맥의 길이방향에 따른 최상측부와 최하단부의 수직 변위와 직경변화
Fig. 4. The vertical displacement of the top and the bottom and the diameter change along the length of the artery

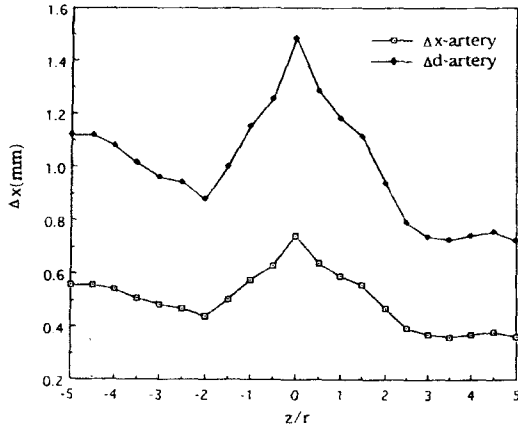


그림 5. 동맥의 길이방향에 따른 수평방향의 변위 및 직경변화
Fig. 5. The horizontal displacement and the diameter change along the length of the artery

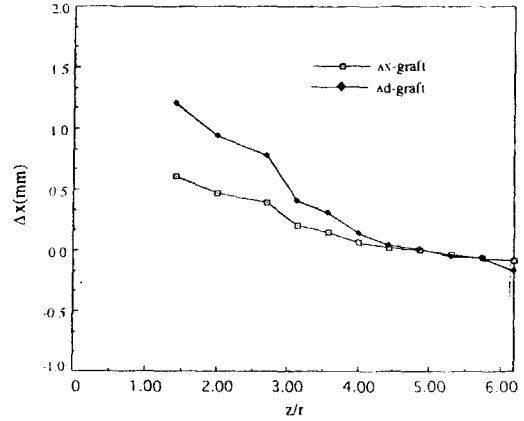


그림 8. PTFE 이식혈관의 길이방향에 따른 수평방향의 변위 및 직경변화
Fig. 8. The displacement in the horizontal direction and the diameter change along the length of the PTFE graft

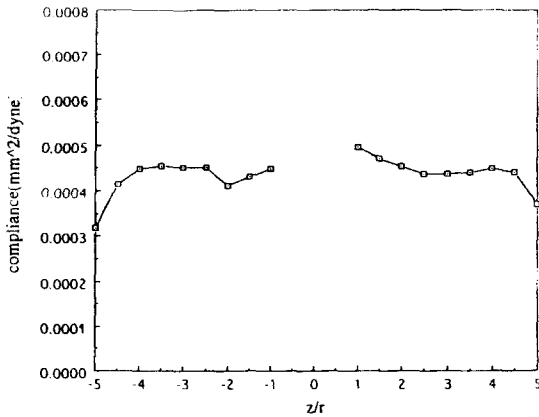


그림 6. 동맥의 길이방향에 따른 컴플라이언스의 변화
Fig. 6. The change of the compliance along the length of the artery

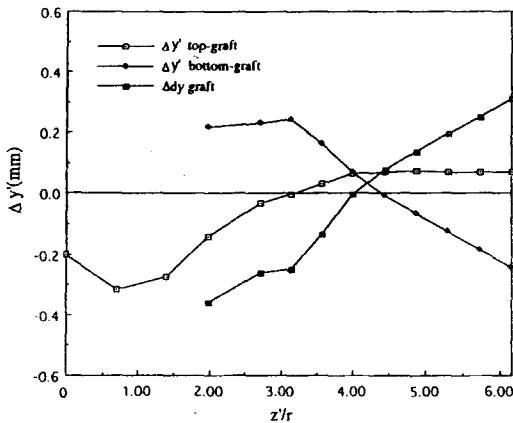


그림 7. PTFE 이식혈관의 길이방향에 따른 최상측부와 최하단부의 수직변위와 직경변화
Fig. 7. The vertical displacement of the top and the bottom and the diameter change along the length of the PTFE graft

측단 최하단 절점에서 강제운동을 막기 위하여 고정시켰기 때문에 상측부만 밑으로 끌려 내려온다. 그러나 문합 좌측동맥 둔각부의 중앙으로 갈수록 y방향 직경 변화는 커지다가 감소하고 문합우측동맥에각부는 처음에 조금 감소하다가 계속 증가하는 경향을 나타낸다. Fig. 5에서 볼 수 있는 x방향 직경변화는 y방향 직경변화와 거의 반대되는 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 직경변화 초기에 원인 단면은 타원이 된다고 가정하여 컴플라이언스를 구하면

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

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

상당응력분포를 Fig.2에서 나타나 있는 바와 같이 좌측 단 1번 단면에서 부터 우측단 6번 단면까지의 6개 단면 내에서 원주방향으로 살펴보았다.

PTFE 이식혈관의 길이방향에 따른 최상단부와 최하단부의 수직변위와 직경변화를 Fig. 7에서 살펴보면 graft의 직경변화가 문합에서 멀어질수록 커짐을 알 수 있다. 그리고 Fig. 8에서 나타내고 있는 길이방향에 따른 수평 변위와 직경변화는 문합에서 멀어질수록 점점 줄어들고

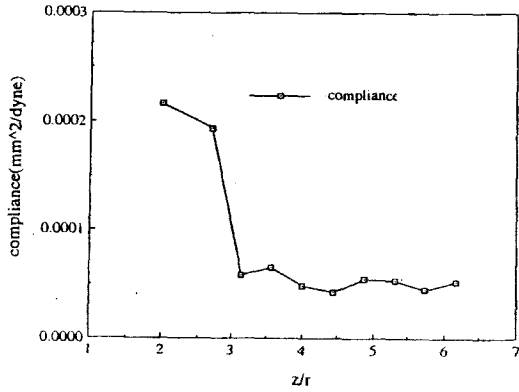


그림 9. PTFE 이식혈관의 길이방향에 따른 컴플라이언스의 변화
 Fig. 9. The change of the compliance along the length of the PTFE graft

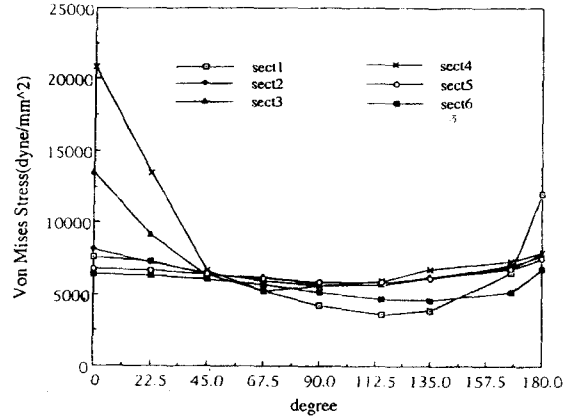


그림 11. 동맥의 1번에서 6번까지 단면에서 원주방향으로의 상당응력변화
 Fig. 11. Von Mises stress distribution of the artery from section 1 to section 6 along the circumferential direction

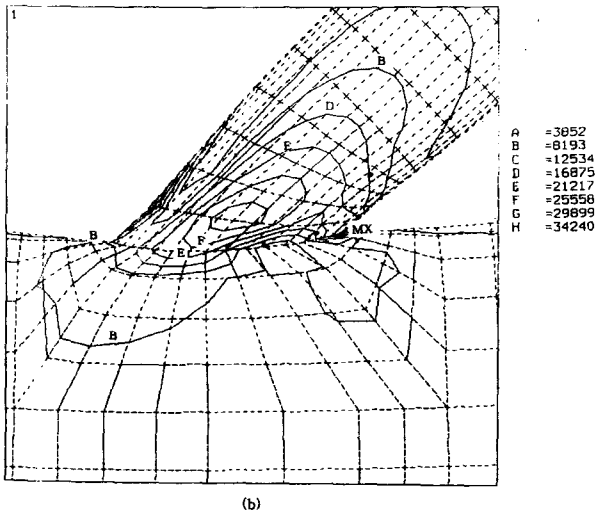
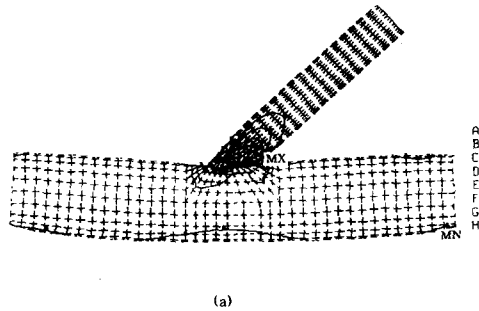


그림 10. 동맥-PTFE 이식혈관 문합의 응력분포
 Fig. 10. Stress distribution of the artery and the PTFE end-to-side anastomosis

있는 현상을 보이고 있으며, 컴플라이언스 변화를 나타내는 Fig. 9는 문합지점에서 문합직경의 약 2.5배되는 지점에서는 고컴플라이언스 영역(PHZ)이 나타남을 알 수 있다. 그리고 동맥과 PTFE 이식혈관 문합의 응력분포 상

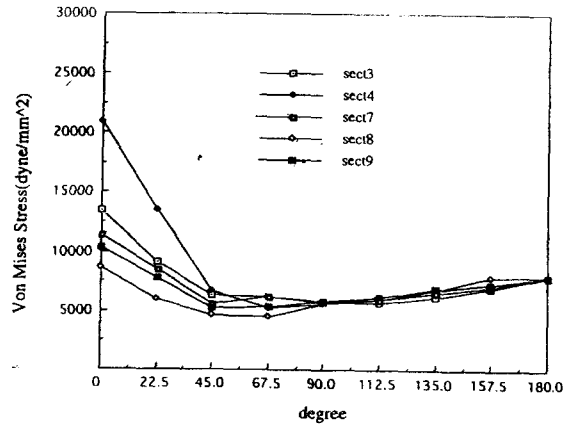


그림 12. 동맥의 문합 하단부의 단면에서 원주방향으로의 상당응력변화
 Fig. 12. Von Mises stress distribution of the artery of the sections in the anastomotic region along the circular direction

태를 Fig. 10에서 나타내고 있는데 예각으로 문합되는 graft부분에서 약 41000 dyne/mm²의 최대값이 나타나고 둔각일 때보다 약 55% 정도가 더 큼을 알 수 있다.

y좌표가 최상단 절점의 각을 0°로 하고 최하단 180°까지 22.5° 간격으로 상당응력값을 나타내보면 Fig. 11에서와 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

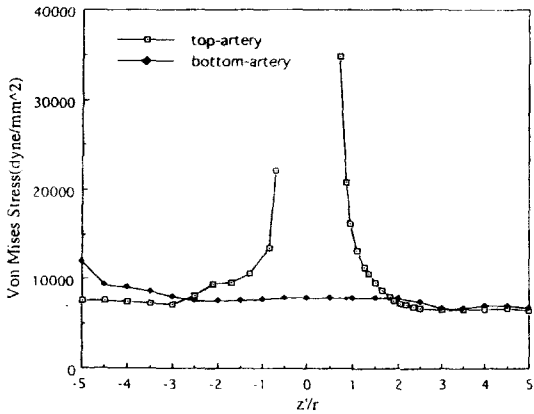


그림 13. 동맥의 길이 방향에 따른 최상단부와 최하단부에서의 상당응력분포
Fig. 13. Von Mises stress distribution of the top and the bottom along the length of the artery

(Fig. 2)을 선택하여 상당응력을 원주각의 변화에 따라 살펴보면 Fig. 12에 나타난 바와 같이 문합되는 상측에서 최대이고 각이 증가할수록 감소하다가 $60^\circ \sim 90^\circ$ 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 상당응력은 Fig. 13에 나타나 있다. 최대값은 예각으로 문합되는 지점에서 20900 dyne/mm^2 로 같은 우측편에서의 최소값 5200 dyne/mm^2 보다 약 4배 정도로 발생하고, 둔각으로 문합되는 지점에서는 13500 dyne/mm^2 로 최대값보다는 작으나 문합 좌측편에서 최대응력이 발생함을 살펴볼 수 있다. 문합이 상단부에서 이루어 지므로 문합근처에서 급격한 응력 집중이 발생하는 것을 볼 수 있으나 하단부에서는 비교적 완만한 응력분포가 발생함을 알 수 있다. Fig.14에서 나타나 있는 PTFE이식혈관에서의 상당부와 하단부에서의 상당응력변화를 살펴보면 동맥에서와 마찬가지로 문합부위에서 최대이고 그부위에서 멀어질수록 감소함을 알 수 있고 또한 예각문합부위가 둔각문합부위보다 더 큼을 알 수 있다.

그러나 본 연구 결과는 정적해석이며 동적 영향, 점탄성 등을 고려치 않았으므로 이 같은 영향인자를 고려한 연구가 향후 더 진행되어야 좀 더 실제에 일치하는 혈관문합의 응력해석이 달성되리라 생각된다.

결 론

길이 20mm, 내경 4mm, 두께 0.5mm인 동맥에 길이 5.7mm, 내경 2mm, 두께 0.2mm인 PTFE 이식혈관을 45° 문합각을 갖도록 문합시켜 1300 dyne/mm^2 의 내압을 작용 시켰을 때 발생하는 동맥과 이식혈관에서의 상당응력

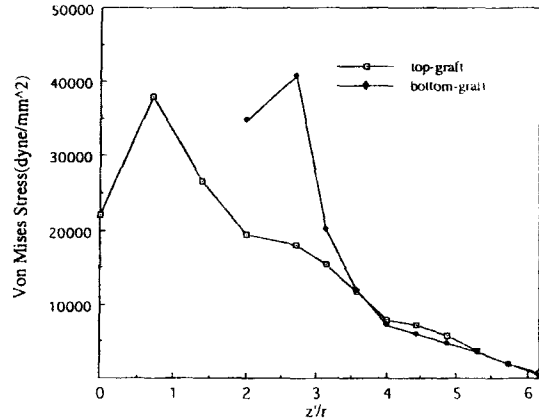


그림 14. PTFE 이식혈관의 길이 방향에 따른 최상측부와 최하단부에서의 상당응력분포
Fig. 14. Von Mises stress distribution along the length of the top and the bottom of the PTFE graft

과 컴플라이언스 분포를 유한요소법으로 해석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 동맥의 직경변화는 대부분 단면에서 수직방향인 y축 방향과 x축방향으로 증가하였는데 그 절대치는 x축 직경변위가 훨씬 크다. 이것은 문합이 수직방향에서 이루어져 수평방향에서 이루어져 수평방향으로 구속이 상대적으로 완화된 때문으로 생각된다.

2. 동맥의 길이방향에 따른 컴플라이언스의 변화는 문합지점에서 최대이며 예각문합에서의 컴플라이언스가 둔각문합에서 보다 더 크고 문합에서 멀어질수록 점점 줄어드는 현상을 나타낸다.

3. 동맥에서 y축 방향으로 최상측이 상당응력의 최대값을 나타내고 원주방향으로 회전해감에 따라 감소하다가 110° 근처에서 최소값을 나타낸다. 그리고 다시 증가하다가 180° 에서도 역시 극대값을 나타내었다.

4. 동맥의 최상단에서 수평방향으로의 상당응력값은 문합부에서 최대값을 나타내고 단면의 각도에 상관없이 문합의 양측 중 예각으로 문합되는 부분이 둔각문합부위에서 보다 더 큰값을 나타낸다. 이러한 경향은 PTFE 이식혈관에서도 마찬가지로 상단부와 하단부에서의 상당응력 변화가 문합부위에서 최대이고 예각문합부위가 둔각문합부위보다 더 큼을 알 수 있었다.

참 고 문 헌

1. Abbott, W. M. and Bouchier-Hayes, J. *The role of surgery*. Dardik H.(Ed.), Year Book Medical Publishers, Chicago, 59-78, mechanical properties in graft design. In Graft materials in vascular 1987.
2. Deweese, 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. Kinley, C. E. and Marble, A. E. *Compliance: a continuing problem with vascular grafts.* J. Cardiovasc. Surg., 21, 163-170, 1980.
 4. 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.
 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. K.B. Chandran, D. Gao, G.j. Han, H. Baraniewski, J.D. Corson "Finite-element analysis of arterial anastomoses with vein, Dacron and PTFE grafts" Med. & Biological Eng. & computing, pp.413-418, July 1992