

직경 및 문합각도가 단측 문합의 컴플라이언스 및 응력분포에 미치는 영향

한근조*·김영호**·안성찬*·심재준*

동아대학교 기계공학과*, 재활공학 연구센터**
(1997년 8월 18일 접수, 1998년 3월 5일 채택)

The Effect of the Diameter and Anastomotic Angle on the Compliance and the Stress Distribution of the End-to-side Anastomosis

G.J Han*, Y.H. Kim**, S.C. Ann*, J.J. Shim*

Dept. of Mech. Eng. Dong-A Univ.* Korean Orthopaedics, and Rehabilitation Eng. Center.**
(Received August 18, 1997, Accepted March 5, 1998)

요 약 : 동맥과 PTFE 재료로 된 대체혈관이 혈관폐색이 생긴 부위를 우회하기 위하여 단측문합이 되었을 때 문합각도의 변화에 의한 영향을 살펴보기 위하여 두 혈관의 직경비를 0.5로 고정하고 문합각을 30°에서 90°까지 10°간격으로 변화시켜 컴플라이언스와 응력의 분포형태를 살펴보고 또한 직경비의 영향도 살펴보기 위하여 문합각을 45°로 고정하고 직경비를 0.1에서 1까지 0.1간격으로 변화시켜 컴플라이언스와 응력의 변화를 살펴보았다. 단측문합비에 사용된 모델은 길이 20-24mm, 내경 4mm, 두께 0.5mm의 동맥과 길이 10mm, 내경 2mm, 두께 0.2mm의 PTFE 대체혈관이 사용되었으며 문합각이 작아지거나 직경비가 커질수록 예각 문합부의 컴플라이언스가 점점 더 커진다는 것을 알았다.

Abstract : Von Mises stress and compliance distribution was evaluated using a finite element analysis on the end-to-side anastomosis of an artery with length of 20~24mm, inner diameter of 4mm, thickness of 0.5mm and a PTFE graft with length of 10mm, inner diameter of 2mm, thickness of 0.2mm when the anastomotic angle was taken from 30°~90° in every 10° and the diameter ratio from 0.1~1 in every 0.1. The inner pressure of 1330 dyne/mm² was applied inside the 2 conduits. It was found that the compliance whose magnitude is larger on the acute angle anastomotic side than on the obtuse angle side became larger as the anastomotic angle became smaller and the diameter ratio larger and that the equivalent stress on the acute angle anastomotic side was larger than that on the obtuse angle side and became larger as the anastomotic angle and the diameter ratio became larger.

Key words : Anastomosis, Anastomotic angle, Graft, Acute angle, Obtuse angle

서 론

현대 산업국가에서는 모든 사망자의 약 75%가 동맥경화와 같이 혈관이 막히는 현상을 포함한 순환계 질병으로부터 야기된다. 여러가지 질환에 의하여 혈관 내에 혈전이 발생하여 혈관벽에 축적이 되면 혈액의 유동을 방해하다가 심해지면 폐색이 일어나 막힌 부위보다도 말초혈관부위에서 혈액이 공급되지 않아 경색등 여러 가지 문제가 발생한다. 이것을 치료하기 위하여 침

착된 혈전을 제거시켜야 하는데 이러한 치료방법에는 약물을 사용하여 혈전을 용해시키는 약리적 치료방법과 협착된 혈관강을 확대할 목적으로 풍선이 끝에 달린 카테터를 혈관을 통하여 삽입하고 병변부위의 혈관에 도달한 후, 풍선을 부풀게 하여 혈관강을 확장시키는 혈관 성형술이 있는데 최근에는 레이저를 이용한 혈관 성형술도 많이 채택되고 있다. 동맥의 질환이 있는 부분은 절제되고 양단문합시술(end-to-end anastomosis)로 대체혈관이 이식된다. 중간치수나 작은 치수의 혈관은 혈관이식을 하고도 심한 폐색의 발생 등에 의하여 혈관의 원활한 소통에 심각한 문제가 발생하기도 한다. 관상동맥의 경우에는 영양소가 부족한 곳에 영양소를 공급하기 위한 우회대체혈관이 많이 이식된다. 우회대체혈관시술은 대동맥에서 폐색이 일어난 혈관 부위

*이 논문은 1995년도 한국학술진흥재단의 공모과제 연구비에 의하여 연구되었음

통신저자 : 한근조, (604-714) 부사시 사하구 하단동 840
Tel. (051)200-7650, Fax. (051)200-7656

를 우회하여 관상동맥까지 연결하고자 할 때 시술되며 이때 채택되는 방법이 단측문합(end-to-side anastomosis)이다[1]. 이처럼 여러 경우에 문합이 시술되는데 이 문합이 시술된 부위에 혈압이 작용하면 킴플라이언스가 다른 두 혈관의 문합에 의하여 응력집중이 발생하고 킴플라이언스에 변화가 발생하게 되어 문합된 부분이 파열되기도 한다[2-4].

주된 문제는 대체혈관물질의 이식후 수개월 내의 소통성의 감소이다. 이 문제는 자가이식된 정맥대체혈관의 경우는 서서히 그들의 소통성을 잃어 버리는 반면 복합대체혈관은 급격히 나빠진다[5]. 킴플라이언스 부적합은 이 문제에 관련되는 것으로 의심받는 주요한 요소이다[6]. 이전의 논문들은 모두 양단문합에 관한 연구들이며 단측문합에 관한 연구보고가 미비하므로 이에 대한 연구의 필요성이 있다. 본 연구에서는 문합각변화가 킴플라이언스와 응력분포에 미치는 영향을 살펴보기 위하여 직경비를 일정하게 두고 문합각을 30°, 40°, 45°, 50°, 60°, 70°, 80°, 90°로 바꾸어 모델을 구성하고 또 직경비의 영향을 조사하기 위하여 문합각과 동맥 직경을 일정하게 두고 PTFE 이식혈관의 직경을 변화시켜 직경비를 0.1~1까지 0.1씩 변화하게 하여 모델을 구성하여 유한요소 해석을 수행하였다[7].

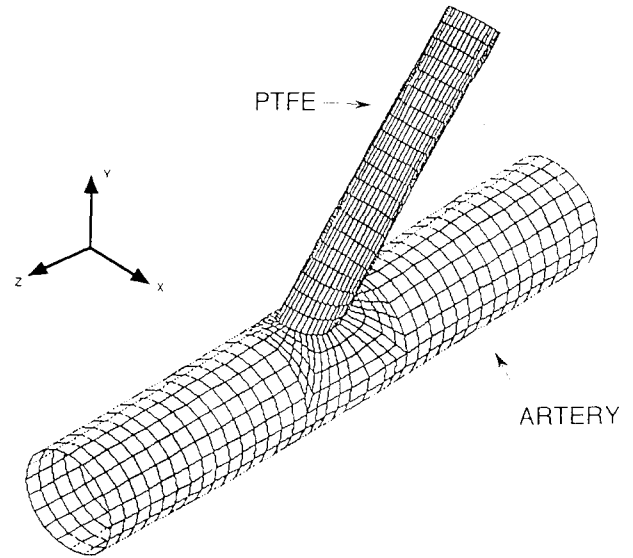


그림 1. 단측문합된 동맥과 PTFE 이식혈관의 유한요소 메쉬 형상
Fig. 1. Finite element of the end-to-side anastomosis of the artery-PTFE graft

유한요소 해석모델 및 해석방법

1. 동맥과 PTFE 대체혈관의 모델링

모동맥과 대체혈관들 사이의 킴플라이언스 부적합이 문합시술 이후 수개월이내 대체혈관파열에 주요인이 되므로 본연구에서는 유한요소해석 프로그램인 ANSYS 5.2를 사용하여 시물레이션을 수행한 결과로 얻어진 변형을 사용하여 킴플라이언스를 구하고 그것의 분포와 응력의 분포를 살펴본다. 동맥의 내경은 4mm 이고 벽의 두께는 0.5mm이며 PTFE 대체혈관의 내경은 2mm, 두께는 0.2mm로 하였으며 특별히 45° 문합에 있어서는 PTFE 대체혈관의 두께는 0.2로 하되 내경은 0.4mm에서부터 4mm까지 0.4mm의 차이를 두어 해석한다. 벽의 재료는 등방성질 비압축 선형탄성으로 가정한다. Fig.1은 해석모델 형상이다. 유한요소해석[9]을 위한 모델링 과정은 실린더 형상의 모델 2개를 측면에서 문합하므로 direct모델링보다는 ANSYS 5.2의 기능중 하나인 Boolean작업기능으로 모델링한 다음 elastic shell element로 automesh generation을 하였다. 그리고 메쉬작업중 요소 형상을 가로 세로비가 5:2가 넘지 않는 사각형을 만들기 위해 동맥과 PTFE가 문합되는 지점에서 여러 sector로 나누어 mesh하였다.

이때 얻어진 요소는 1507개의 4절점 사각형 요소이며 각 절점에 있어서 6개의 자유도를 가지고 있다. 이 요소의 탄성계수는 Table.1에 나타난 바와 같이 혈관벽의 비압축성을 시물레이션 하기 위해 대체혈관과 동맥의 프와송비를 0.499로 하였다. 요소의 크기는 45° 문합에서 PTFE의 내경중 가장 작은 0.4mm

Table 1. PTFE 대체혈관과 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

인 모델에서 최소요소의 크기는 0.2×0.04mm이고 최대요소크기는 약 0.3×0.3mm의 치수를 나타낸다. 그러나 45° 문합 모델 중 PTFE 대체혈관 내경이 가장 큰 직경 4mm 모델의 최대요소 크기는 0.6×2.6mm로서 직경이 가장 작은 0.4mm 모델과 큰 차이를 보인다. 이것은 전체 모델의 mesh작업의 일관성을 갖추기 위하여 선분할을 강제 함으로써 생기는 현상이다. 이때 얻어진 절점의 총수는 1661개 이다. 동맥과 PTFE 대체혈관이 문합되는 부분에서는 그 형태상 automesh로는 삼각형 요소가 생기므로 각 부분을 선분할하여 메쉬함으로써 삼각형 요소를 없애고 전체적으로 모두 사각형 요소가 되게 모델링한다[8-9].

2. 경계 조건

전체 모델에 부과한 경계조건은 우측단 맨아래 절점에 강제운동을 막기위해 모든 방향으로 변위를 구속하고 우측단 x축상 좌우끝 절점에는 z방향으로의 변위를 구속한다. 그리고 y축상 맨 위 절점은 z방향과 x방향 변위를 구속하여 y방향으로는 변위가 자유롭게 발생할 수 있도록 하며 좌측단 맨아래 절점에는 x방향 변위와 y방향 변위를 구속하여 z방향으로 변위가 자유롭게 일어나도록 했다. 또한 x축 방향 좌우끝 절점에서는 자유로운 변위가 생길 수 있도록 전혀 구속을 하지 않았고 y축 방향 맨 위 절점에는 x방향의 변위만 구속하여 z방향과 y방향으로 자유롭게

변형되게 했다. 작용시킨 내압은 동맥에서의 평균 압력인 1330 dyne/mm²(100mmHg)를 작용시킨다.

결과 및 토의

1. 문합각의 변화에 따른 컴플라이언스 및 응력

원통모양의 혈관에 내압 1330 dyne/mm²(100mmHg)이 작용할 때 얇은 원통과 두꺼운 원통에 사용되는 이론을 이용하여 동맥의 반경변화를 근사적으로 계산해보면 얇은 원통인 경우와 두꺼운 원통인 경우에 컴플라이언스는 각각 $0.88 \times 10^{-4} \text{mm}^2/\text{dyne}$ 과 $1.12 \times 10^{-4} \text{mm}^2/\text{dyne}$ 이다. 본 논문에서 컴플라이언스는 직경변화율에 대한 작용압력의 역수를 나타내고 있으며, 다음의 식으로 표현할 수 있다.

$$C = \frac{4D}{D} \cdot \frac{1}{\Delta P} \quad (1)$$

PTFE-동맥 단축문합에서 내압을 받아 변형이 생길 때 직경의 변화는 y방향보다는 x방향으로 많이 발생함을 알 수 있고 그 이유는 PTFE가 동맥상단부에 문합되어 변형에 구속을 일으키기 때문이라 생각되고 y방향 변화량은 좌측단 최하단 절점에서 강제운동을 막기 위하여 고정시켰기 때문에 상측부만 밀로 끌려 내려온다. 그러나 문합 좌측동맥의 중앙으로 갈수록 y방향 직경 변화는 커지다가 감소하고 문합우측동맥은 문합근처에서 거의 변화가 없다가 중앙으로 갈수록 증가하다가 다시 감소하는 경향을 나타낸다. 문합좌우측에서 문합각의 변화에 따른 영향은 먼저 둔각측부에서는 각도가 클수록 감소폭이 크다가 반경의 3배정도 떨어진 지점까지 증가할동안 그 증가폭은 각도가 작을수록 커짐을 알수있다. 그러다가 다시 감소할때는 감소폭이 각도가 작을수록 커짐을 알수있었다. 예각측부에서는 나타나는 경향은 전반적으로 둔각측부와 유사하나 문합부 근처에서 변형이 작으나 그래도 문합각이 작을수록 증가폭이 큼을 알수있다. 그리고 x방향 직경변화는 y방향 직경변화와 거의 반대 되는 경향을 보인다. 즉 y방향 직경이 증가할 때 x방향 직경은 감소한다. 수평방향 직경변화는 문합부 중심에서 최대이고 이것은 여기서 동맥상부는 잘려 PTFE와 접합되어 수평방향으로 팽창하기가 용이한 때문으로 생각되고 양측으로 갈수록 감소하다가 다시 증가함을 알 수 있었다. 문합각 변화에 따른 영향은 최대변형이 발생하는 중심부에서는 각이 작을수록 변형이 크고 변형증가율이 감소하다가 다시 증가율이 상승하는 위치 즉 문합중심에서 반경의 약 4배 쯤 되는 점부터는 문합각이 클수록 수평변형이 커짐을 알았다. 수직, 수평방향의 직경변화로 처음에 원인 단면은 변형하여 타원이 된다고 가정하여 컴플라이언스를 구하면 Fig.2와 같은 컴플라이언스 변화를 얻을 수 있었다.

컴플라이언스는 양단에서 최소이고 문합부에서 최대인데 우측의 예각문합에서 $2.6 \times 10^{-4} \text{mm}^2/\text{dyne}$ 으로 최대값을 나타내었고

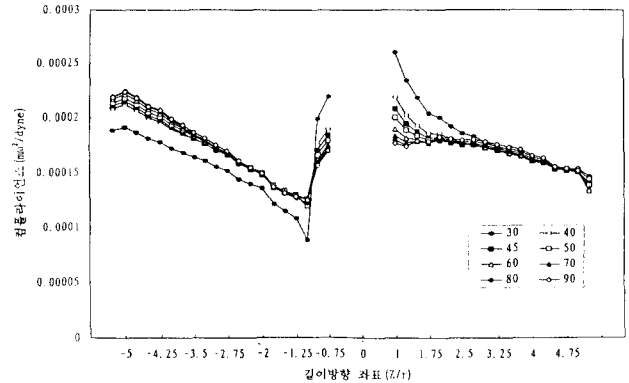


그림 2. 직경비 0.5일 때 문합각 변화에 대한 동맥길이방향에 따른 컴플라이언스변화
 Fig. 2. The change of the compliance along the length of the artery with respect to the anastomotic angle change with the diameter ratio 0.5

둔각문합에서는 최대값의 85% 정도를 나타내었다. 문합각 변화에 따른 영향을 살펴보면 둔각측부에서는 문합각이 클수록 또 예각측부에서는 문합각이 작을수록 컴플라이언스가 커지나 문합 바로 옆에서는 둔각측부도 문합각이 작을수록 커짐을 알았다. PTFE에서는 수직방향 변위와 수평방향 변위는 상반된 경향을 나타내고 있는데 문합근방에서 수직변위는 감소하고 수평변위는 증가하다가 문합에서 반경의 약 2배되는 위치부터 경향이 역전되기 시작하다가 끝단에서는 모두 어느정도의 팽창이 나타남을 알았다. 극값을 나타내는 수직변위 곡선에서의 최대값과 수평변위에서의 최소값을 나타내는 위치는 문합각이 증가함에 따라 문합지점에서 점점 멀어지는 것을 알수있다. 그러나 PTFE 이식혈관에서는 문합되는 부분이 경사지게 잘라져 문합되므로 PTFE 길이방향에 수직된 면에서 구해진 컴플라이언스는 Fig.3에서 나타난 바와 같이 문합각 변화나 직경비 변화에 특별한 경향을 살펴 볼 수 없었다. 동맥의 길이 방향으로의 상당응력분포(Equivalent stress distribution)를 살펴보면 Fig.4에서 나타난 바와 같이 문합된 안쪽면에서 발생하는 상당응력 최대값은 둔각측부보다 예각측부에서 상당응력이 훨씬 크게 발생하는데 문합각 30°일때 55000 dyne/mm² 까지 이르는 것을 알수있고 거기서 조금 떨어진 부분에서는 상당응력값이나 분포 형태는 비슷하다. 그리고 둔각부나 예각부에서 모두 문합된 부분에서의 응력은 문합각이 작을수록 커지나 문합점에서 반경보다 더 떨어진 부분에서는 문합각이 클수록 응력이 증가함을 알 수 있다

Fig.5와 Fig.6은 PTFE 상단부와 하단부에서의 상당응력분포를 나타내는 그림으로 상단부는 둔각문합부이고 하단부는 예각문합부이며 상단부에서는 최대값이 문합부가 아니라 거기서 반경의 0.5~1.5배 정도 떨어진 지점에서 약 25~150% 정도 더 큰값이 나타나고 최대점의 위치도 문합각이 작아질수록 문합부에서 더 멀어지는 것을 알 수있다. 이것은 최대점의 발생위치가 하단부 문합점의 연직상방점 근처라는 것을 알수있고 이점은 문

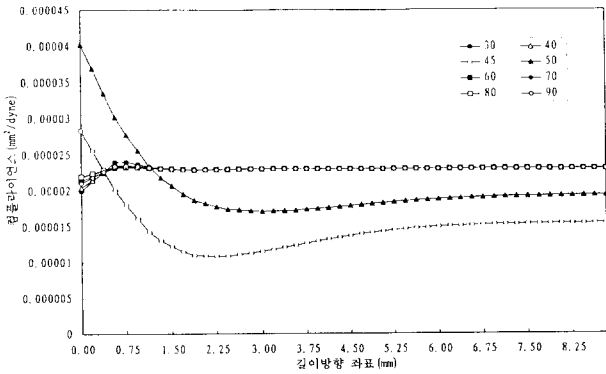


그림 3. 직경비 0.5일 때 문합각변화에 대한 PTFE 길이방향에 따른 컴플라이언스의 변화
 Fig. 3. The change of the compliance along the length of the PTFE graft with respect to the anastomotic angle change with the diameter ratio 0.5

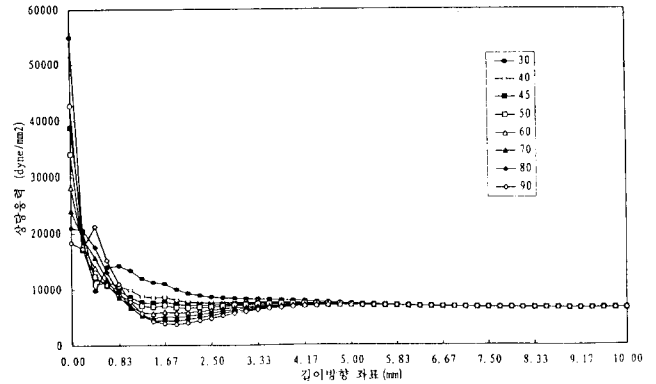


그림 6. 직경비 0.5일 때 문합각변화에 대한 PTFE의 하단부에서의 길이방향에 따른 상당응력변화
 Fig. 6. The change of the equivalent stress along the bottom length of the PTFE graft with respect to the anastomotic angle change with the diameter ratio 0.5

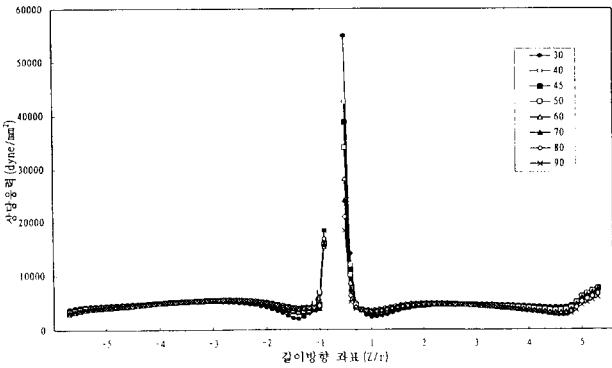


그림 4. 직경비 0.5일 때 문합각 변화에 대한 동맥상단부에서 길이방향에 따른 상당응력변화
 Fig. 4. The change of the equivalent stress along the top length of the artery with respect to the anastomotic angle change with the diameter ratio 0.5

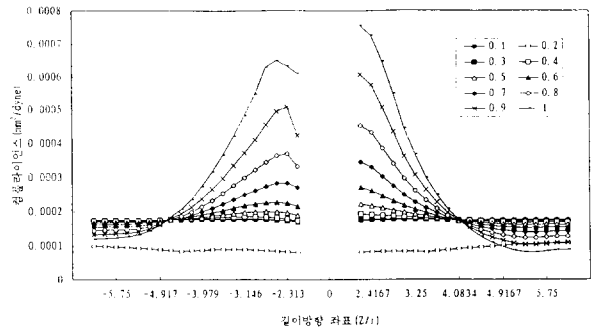


그림 7. 문합각 45일때 직경비 변화에 대한 동맥길이방향에 따른 컴플라이언스의 변화
 Fig. 7. The compliance change along the length of the artery with respect to the change of the diameter ratio with the anastomotic angle 45°

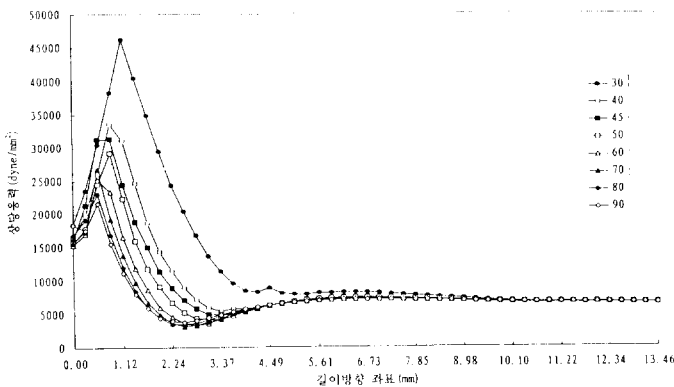


그림 5. 직경비 0.5일 때 문합각변화에 대한 PTFE의 상단부에서의 길이방향에 따른 상당응력변화
 Fig. 5. The change of the equivalent stress along the top length of the PTFE graft with respect to the anastomotic angle change with the diameter ratio 0.5

합각이 작아질수록 문합부에서 멀어지는 사실과 일치한다. 하단부는 예각문합부이므로 동맥상단부에서와 마찬가지로 문합부에서 최대값을 나타내고 그 옆에서는 조금 감소하다가 다시 증가하여 일정한 값에 수렴하는 분포를 나타내 보인다.

2. 직경비 변화에 따른 컴플라이언스와 응력

직경비 변화에 따른 동맥의 수직방향 직경변화를 살펴보면 두 직경변화량을 사용하여 컴플라이언스를 구하면 Fig.7에서 나타난 것과 같이 역시 직경비가 증가할수록 컴플라이언스가 커지므로 PTFE의 직경이 작으면 동맥의 변형에 주는 영향이 작고 PTFE 직경이 커지면 영향이 커져 컴플라이언스의 증가를 유발한다고 생각된다.

Fig.8은 문합각 45°에서 직경비 변화에 대한 PTFE 길이 방향에 따른 컴플라이언스 변화를 살펴 본 그림으로 컴플라이언스

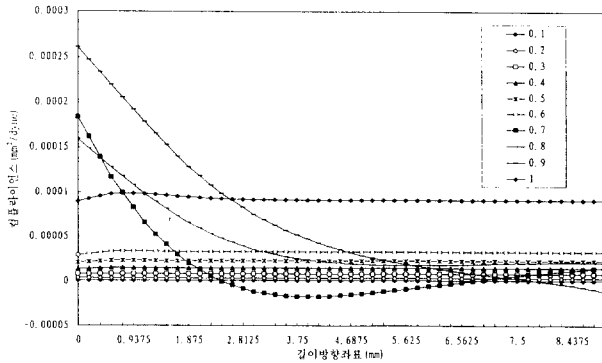


그림 8. 문합각 45일때 직경비 변화에 대한 PTFE 길이방향에 따른 컴플라이언스의 변화

Fig. 8. The compliance change along the length of the PTFE graft with respect to the change of the diameter ratio with the anastomotic angle 45°

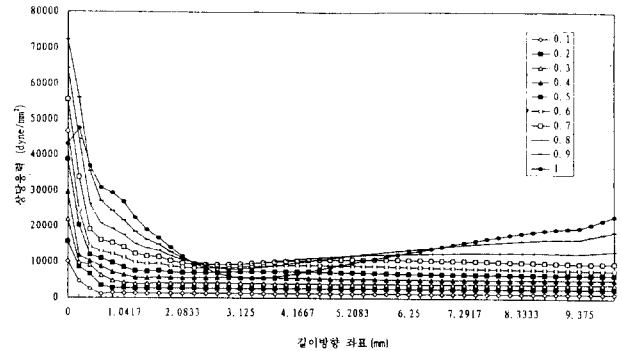


그림 11. 문합각 45도일 때 직경비 변화에 대한 PTFE하단부에서 길이방향에 따른 상당응력변화

Fig. 11. The change of the equivalent stress along the bottom length of the artery with respect to the change of the diameter ratio with the anastomotic angle 45°

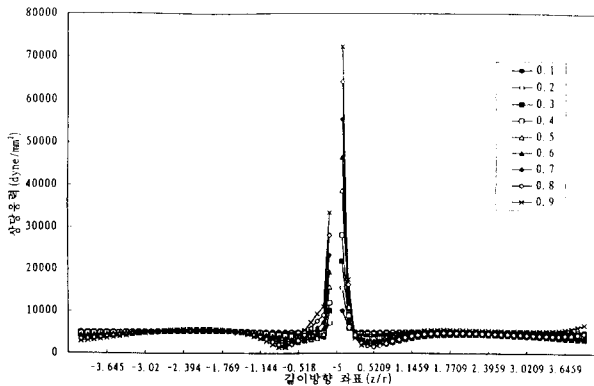


그림 9. 문합각 45일때 직경비 변화에 대한 동맥 상단부에서 길이방향에 따른 상당응력 변화

Fig. 9. The change of the equivalent stress along the top length of the artery with respect to the change of the diameter ratio with the anastomotic angle 45°

를 구하기 위하여 대상으로 삼은 PTFE 단면이 문합부를 따라 얻어진 타원이 아니라 PTFE 길이 방향에 수직인 면에 대한 것을 구했는데 대부분 큰 변화없이 완만한 변화를 보였고 뚜렷한 변화를 보이는 부분에서는 문합부에서 최대가 발생하고 완만하게 감소하는 경향을 보였다. 동맥길이 방향으로 발생하는 상당응력분포에의 영향도 살펴보면 Fig.9에 나타난 바와 같이 직경비가 클수록 문합부에서 발생하는 상당응력 집중현상이 아주 커지고 둔각문합부 예각문합부 모두 반경의 약 0.5배 떨어진 위치에서 최소값을 나타내는데 이 영역에서는 상당응력의 변화폭은 좁으나 직경비가 작을수록 상당응력크기가 증가함을 볼 수 있었다.

Fig.10과 Fig.11에서는 문합각 45°일 때 직경비 변화에 대한 PTFE상단부와 하단부에서의 PTFE 길이방향에 대한 상당응력 분포를 나타낸 그림으로 길이에 따라 분포경향은 앞 절에서와 마찬가지로 상단부에서는 최대값이 Z/r이 0.5~1.1에서 발생하고 하단부에서는 문합부에서 바로 최대값이 나타나고 길이방향으로 멀어질 수록 완만하게 감소함을 알 수 있었고 직경비가 커질수록 PTFE에서 발생하는 상당응력도 증가함을 알 수 있었다.

결 론

심근경색증 또는 심근폐색은 심장에 산소와 영양소를 공급하는 동맥인 관상동맥에 이상이 발생하여 나타나는 질병으로 본 연구에서 수행한 end-to-side 문합이 적용된다. 이와같이 end-to-side 문합이 수행될때 발생하는 응력집중과 컴플라이언스 부적합을 본 시뮬레이션에서 확인하고 그러한 응력집중과 컴플라이언스 부적합을 감소시키기 위한 방안에 대한 연구가 계속 진행되어야 한다.

동맥과 PTFE 재료로 된 대체혈관이 혈관폐색이 생긴 부위를 우회하기 위하여 단측문합이 되었을 때 문합각의 변화에 의한

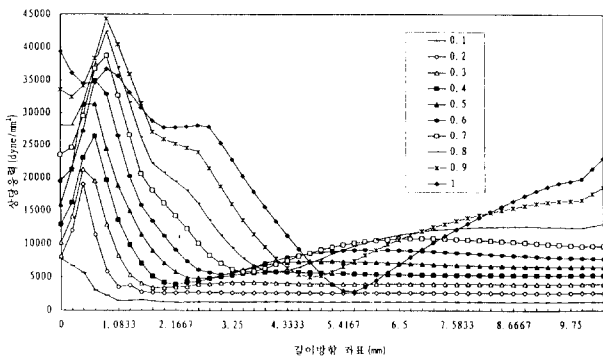


그림 10. 문합각 45도일 때 직경비 변화에 대한 PTFE상단부에서 길이방향에 따른 상당응력변화

Fig. 10. The change of the equivalent stress along the top length of the PTFE graft with respect to the change of the diameter ratio with the anastomotic angle 45°

영향을 살펴보기 위하여 두 혈관의 직경비를 0.5로 고정하고 문합각을 30°에서 90°까지 10°간격으로 변화시켜 컴플라이언스와 응력의 분포형태를 살펴보고 또한 직경비의 영향도 살펴보기 위하여 문합각을 45°로 고정하고 직경비를 0.1에서 1까지 0.1간격으로 변화시켜 컴플라이언스와 응력의 변화를 살펴본 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1) 수직방향보다 수평방향으로 직경변화가 크게 발생하였는데 이것은 문합이 수직방향에서 이루어져 수평방향으로 구속이 상대적으로 완화된 때문으로 생각되며 문합각이 작아질 수록 직경비가 클수록 수평방향 직경변화는 커지고 둔각문합부보다 예각문합부에서 더 크게 발생하는 컴플라이언스도 문합부 양측에서 문합각이 작을수록 직경비가 클수록 그 값이 커짐을 알았다.

2) PTFE 부분은 문합각이 커질수록 수평방향 직경변화 증가폭이 커지고 수직방향 직경변화 감소폭도 커진다. 그러나 문합되는 부분이 경사지게 달라져 문합되므로 PTFE 길이방향에 수직된 면에 컴플라이언스를 조사하였을 때 그 경향은 뚜렷하게 나타나지 않았고 직경비에 대한 영향 또한 마찬가지로 결과를 얻었다.

3) 상당응력은 둔각문합부보다 예각문합부에서 25~150% 정도 크게 발생하였고 문합각과 직경비가 커질수록 크게 발생하였다. 원주방향으로는 문합 상단에서 최대이고 하단으로 내려 올수록 감소하는 경향을 보였으며 PTFE 상단부에서 상당응력 최대값은 문합부가 아닌 Z/r 값이 0.5~1.5인 지점에서 나타났고 그 값은 문합각과 직경비가 커짐에 따라 커졌다. 따라서 상당응력을 감소시키기 위해서는 문합각을 가능한 90°에 가깝게 유지하고 직경비를 줄이므로서 응력집중을 감소시킬수 있다.

참 고 문 헌

1. D. A. Steinman, B. Vinh, C. R. Ethier, M. Ojha, "A Numerical Simulation of Flow in Two-Dimensional End-to-side Anasomosis Model", ASME Journal of Biomechanical Engineering, Vol.115, pp.112-118, 1993.
2. J. E. Hasson, J. Megerman, and W. A. Abbott, *Postsurgical changes in arterial compliance*. Arch. Surg., 119, 788-791, 1984.
3. J. E. Hasson, J. Megerman, and W. A. Abbott, *Increased compliance near vascular anastomosis*. J. Vasc. surg., 2, 419-423, 1985.
4. J. E. Hasson, J. Megerman, and W. M. Abbott, *Suture technique and para-anastomotic compliance*. Ibid., 3, 591-598, 1986.
5. C. E. Kinley, and A. E. Marble, *Compliance: a continuing problem with vascular grafts*. J. Cardiovasc. Surg., 21, 163-170, 1980.
6. W. M. Abbott, and J. Bouchier-Hayes, *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.
7. 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
8. K. Perktold, and R. Peter, "Numerical 3-D Simulation of Pulsatile Wall Shear Stress in an Arterial T-Bifurcation Model", J. Biomed. Engr., Vol.12, pp.2-12, 1990.
9. C. M. Rindt, A. A. Van Steenhoven, "A Numerical Analysis of Steady Flow in a Three-Dimensional Model of the Carotid Artery Bifurcation", J. Biomech., Vol.23, pp. 461-673, 1990.

1. D. A. Steinman, B. Vinh, C. R. Ethier, M. Ojha, "A Nu-