대한기계학회 2001년도 추계학술대회논문집 A pp. 442~447 KSME 01F073

탄성경계조직을 가진 관상동맥의 end-to-end 문합에 대한 유한요소해석

한근조* · 김태형** · 안성찬*** · 심재준***

Finite Element Analysis of End-to-End Anastomosis of Coronary Artery with Elastic Surrounding Tissue

Geun-Jo Han, Tae-Hyung Kim, Sung-Chan Ahn and Jae-Joon Shim

Key Words: Anastomosis(문합), Finite Element Analysis(유한요소해석), Compliance (컴플라이언스), Coronary Artery(관상동맥), Elastic Surrounding Tissue(탄성경계조직)

Abstract

A finite element analysis of end-to-end artery/PTFE anastomosis has been presented in this study to evaluate the distribution of compliance in the vicinity of the anastomosis due to any mismatch in compliance characteristics. But, In these studies it was assumed that the artery and PTFE have the simple cylindrical shape representing the fatty tissue surrounding the coronary artery. And the fatty tissue was considered as the elastic surrounding materials in the finite element analysis.

The simulation results were obtained as follows :

1. A fatty tissue was effect to reduce the compliance mismatch in the vicinity of a artery/PTFE anastomosis of different material because a hypercompliant zone become narrorw and a compliance discrepancy decrease between the artery and the PTFE about 70%. And radial direction displacement distribution with respect to distance in the vicinity of a artery/PTFE anastomosis was similiar.
2. The variation of PTFE thckness reduce the compliance mismatch in the vicinity of a artery/PTFE anastomosis about 25%.

기호설명

C = Compliance

D = Internal diameter

t = Thickness of Artery and PTFE

P = Pulse Pressure

1. 서 론

최근 우리 나라에서는 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 인구 및 사망률도 점차 증가하고 있다. 이것을 치료하기 위해 내과적으로 약리적 치료 방법, 협착된 혈관강을 확장시키는 혈관성형술, 그리고 최근에는 레이저를 이용한 방법이 채택되고 있으나 모두 많은 문제점과 제한점을 가지고 있어, 혈관의 일부분을 외과적

* 동아대학교 기계공학과
** 경남정보대학 기계계열
*** 동아대학교 기계공학과 대학원

으로 제거하고 대체혈관을 이식하는 문합이 많이 시술되고 있다.

하지만 이러한 문합은 동맥과 인공 혈관 사이에 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.[1] Ballyk등(1997)은 다양한 문합 종류의 봉합된 부근에서 발생하는 응력 집중현상과 혈류유동에 대해 유한요소해석을 이용하여 분석하였으며, 특히 end-to-side 문합에서의 DAIH (Distal Anastomosis Intimal Hyperplasia) 영향을 분석하였다.[2] 또한, Han (1998) 등은 직경과 각도변화에 따른 end-to-side문합의 단면적에 대한 컴플라이언스의 변화를 분석하였다.[3]

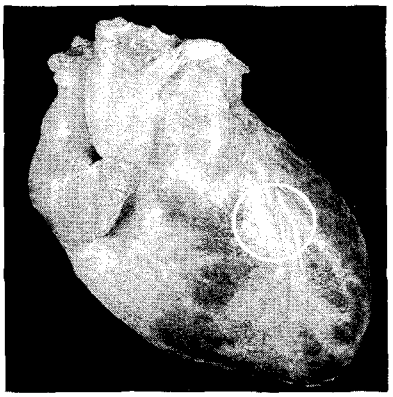
기존의 연구들에서는 혈관만을 단순화시켜 모델링하여 결과를 도출하였으나, 본 연구에서는 혈관이 실제 관상동맥과 심장 사이에 분포하여, 관상동맥과 심장을 덮고 있는 지방조직을 같이 모델링하여 지방조직이 가지고 있는 변형의 완화작용을 유한요소해석에 도입하여, 보다 실제와 유사한 컴플라이언스를 구하고, 또한 PTFE의 형상을 새로이 도입하여 기존의 단순화된 형상에서 구한 결과와 비교함으로서 지방조직과 형상 변화가 컴플라이언스 부적합[4,5]에 미치는 영향성을 분석하여 실제 문합의 시술에 필요한 기본적인 자료를 제공하고자 한다.

2. 연구 방법

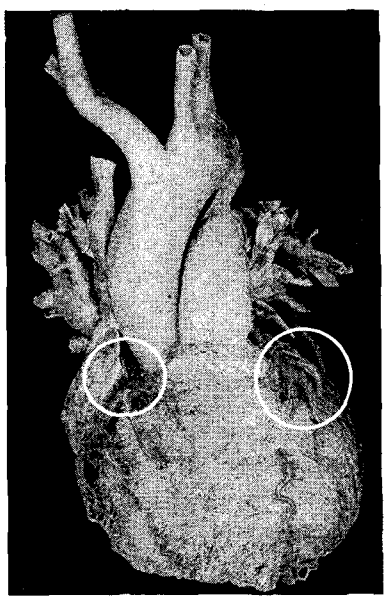
2.1 동맥과 PTFE의 유한요소모델

동맥과 PTFE의 내경을 각각 4mm, 벽의 두께는 1mm로 동일하게 모델링하였으며, 또한 지방조직은 폭과 높이가 6×9.5㎜인 직사각형으로 모델링하였다. 그리고, 제안된 PTFE 형상은 이전의 연구에서 도출된 최적의 형상[6]으로 내경 2.3mm, 벽의 두께는 0.4mm이며, 문합 시술 이후에 접합부위는 완전히 결합되어 두께 변화가 전혀 발생하지 않는 것으로 가정하였다. 또한, 기본 형상은 이 모델에서 지방조직을 제외한 단순한 실린더 형상으로 해석을 수행하였다. 유한요소해석에는 범용 유한요소해석 프로그램인 ANSYS 5.6을 사용하였으며, 해석에 사용된 요소는 8절점 3자유도를 가진 육면체 요소로 메시하였다.

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



(a) with fatty tissue



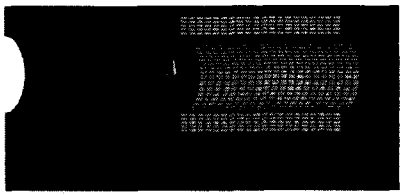
(b) without fatty tissue

Fig. 1 The photography of heart and coronary artery

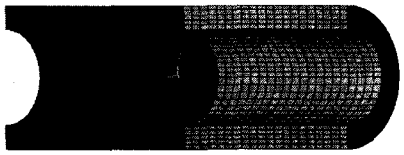
Fig. 3은 간단한 치수와 단순하게 결합된 형상

을 나타내고 있다. 아래위로 비대칭적으로 모델을 한 것은, Fig. 1에서 관상동맥이 지방조직에 완전히 묻혀있지 않고, 단지 덮여 있을 것으로 사료되기 때문이다.[7,8]

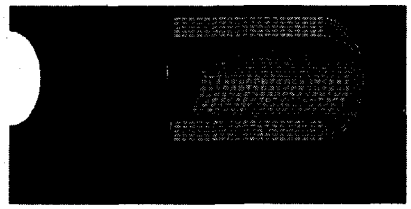
Table 1은 해석을 위한 동맥, 지방조직 및 PTFE의 기계적인 물성치를 나타내고 있다.[9]



(a) meshed shape of model with elastic surrounding tissue

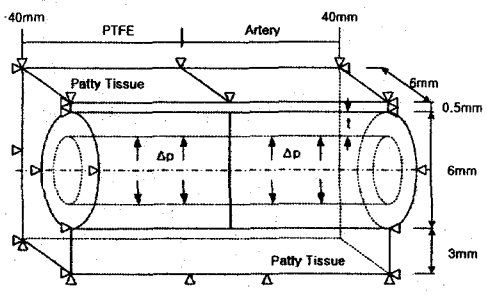


(b) meshed shape of model without elastic surrounding tissue

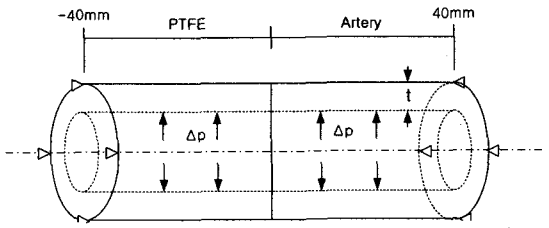


(c) meshed shape of improved model with elastic surrounding tissue

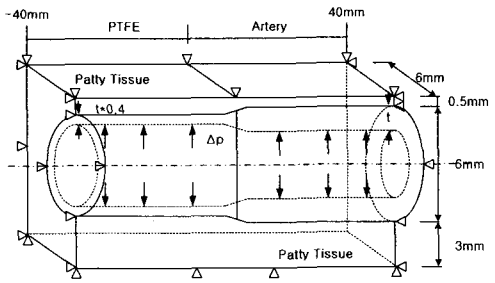
Fig. 2 Finite element model of artery & PTFE anastomosis



(a) shape of model with elastic surrounding tissue



(b) shape of model without elastic surrounding tissue



(c) shape of improved model with elastic surrounding tissue

Fig. 3 Dimensions and boundary conditions of each model

Table 1 Material properties of the PTFE and Artery

	Elastic modulus $Pa \times 10^5$	possoin's ratio	Compliance In vivo
Artery	4.55	0.499	0.586
PTFE	22.00	0.499	0.122
Fatty Tissue	0.006	0.499	-

2.2 유한요소해석의 경계조건 및 하중조건

해석에 적용된 모델은 전체 혈관 중 문합이 수행되는 부분만을 고려하였기 때문에, 양쪽 끝단의 모든 절점을 축방향에 대해 움직임이 없도록 고정하였고, 또한 관상동맥과 지방조직은 완전히 결합된 것으로 가정하였다. 그리고, 지방조직의 외곽은 전혀 움직임이 없는 것으로 고정하였다.

부가된 하중은 동맥에서 작용하는 평균 압력인 100mmHg(13.3kPa)를 혈관벽면에 내압으로 일정하게 작용하여, 혈관과 PTFE가 완전하게 결합된 이후에 문합 부근에서 발생하는 현상을 해석하고자 하였다.

Fig. 3에는 해석 모델에 부가된 경계조건과 하중조건을 간략하게 나타내었다.

2.3 컴플라이언스의 정의

원통형 압력용기에서 외부에서 가해진 하중에 대한 압력용기의 변형의 특성을 나타내는 컴플라이언스는 다음의 식에 의하여 구할 수 있고, Table 1에는 실제 생체 실험에서 구한 정상 컴플라이언스 값을 나타내고 있다.[6]

$$C_V = \frac{\Delta V}{V}\frac{1}{\Delta P} \tag{1}$$

단위 길이당 단면적의 변화이므로,

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{\pi(R+\Delta R)^2 L - \pi R^2 L}{\pi R^2 L} = \frac{2R\Delta R^2 + \Delta R^2}{R^2} \tag{2}$$

이 되고, ΔR이 매우 작다면, 제곱항을 생략될 수 있다. 또한, 상수 2를 무시하고, 식(2)을 식(1)에 대입하고 풀이하면 직경에 대한 컴플라언스를 구할 수 있다.

$$C_R = \frac{\Delta R}{R}\frac{1}{\Delta P} \tag{3}$$

여기에서 ΔV는 내압에 의해 발생하는 체적의 변화값이며, V는 초기 체적이다. 그리고, ΔP는 내압(평균혈압)의 크기를 나타낸다. 또한, ΔR은 내압에 의해 발생하는 내부직경의 변화값이며, R은 초기 내부 직경이다.

하지만, 본 연구에서 채택한 모델의 변형되는 형상이 불규칙적이므로, 압력에 대한 직경의 변화비율에 대한 컴플라이언스는 구하지 못한다. 그러므로, 비대칭인 단면적의 변화량은 식(1)을 수정하여 압력변화에 대한 단면적의 변화비율로 정의되는 단면적에 대한 컴플라이언스로 도출한다.

$$C_A = \frac{\Delta A}{A}\frac{1}{\Delta P} \tag{4}$$

$$\Delta A = \int_0^{2\pi}\int_R^{R+U(\theta)} r dr d\theta = 2\int_0^{\pi}\left[\frac{r^2}{2}\right]_R^{R+U(\theta)} d\theta = \int_0^{\pi}(2RU(\theta)+U(\theta)^2)d\theta \tag{5}$$

ΔA은 내압에 의해 발생하는 내부 단면적의 변화값이며, A은 초기 내부 단면적이다.

여기서, U(Θ)는 각도의 변화에 따른 반지름 방향으로의 변형된 값을 나타내며, 각도에 따른함수로서 curve fitting에 의해서 다음과 같은 다항식으로 구해진다.

$$U(\theta) = C_0 + C_1\theta + C_2\theta^2 + C_3\theta^3 + \cdots + C_n\theta^n \tag{7}$$

3. 해석결과 및 고찰

유한요소 해석에서 발생하는 오차를 최소하기 위한 방법 중 본 연구에서는 수렴해석을 수행하여 적절한 요소수(10,000내외)를 구하고 이 값에 대해서 결과를 분석하였다.

3.1. 지방조직에 관한 해석

지방조직을 고려한 모델에서의 해석결과는 다음과 같다. 동맥에서 발생하는 단면적의 컴플라이언스는 0.338%/kPa, PTFE에는 0.0927%/kPa이며, 최대는 동맥에서 0.3717%/kPa, 최소는 PTFE에서 0.0620%/kPa이 발생하였다. 컴플라이언스의 차이는 약 0.3097%/kPa이다.

지방조직을 제외하여 단순화시킨 모델에서 구해지는 해석결과는 동맥에서 발생하는 단면적의 컴플라이언스가 1.2322%/kPa이며, PTFE의 컴플라이언스는 0.2472%/kPa이다. 최대는 동맥에서 1.2581%/kPa, 최소는 PTFE에서 0.2306%/kPa 로 발생하였다. 이때 발생하는 최대 컴플라이언스의 차이는 1.0275%/kPa이며, 이 값은 지방조직을 고려한 값이 낮게 발생함을 알 수 있다.

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.

그리고, 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.

발생하는 응력은 매우 낮고, 재료가 매우 탄성적이므로 응력은 무시할 수 있다.

또한, 지방조직의 모델이 비대칭이므로, 동맥의

중심에서 반지름방향으로의 변형량도 각도에 따라서 상당한 차이를 나타내고 있으므로, 전체 길이에 따른 반지름방향의 변형량을 Fig. 4에 나타내었다. 지방조직이 적게 분포된 지역에서 가장 적은 변형량을 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.

Fig. 5는 압력에 대한 단면적의 컴플라이언스를 구하기 위한 위치에서 각도에 따른 반지름 방향의 변형량을 나타내고 있다. PTFE와 혈관에서의 값 차이가 두 분류로 나뉘는 것을 확인할 수 있다. 그리고, 변형의 차이가 혈관에서 뚜렷하게 나타나고 있다.

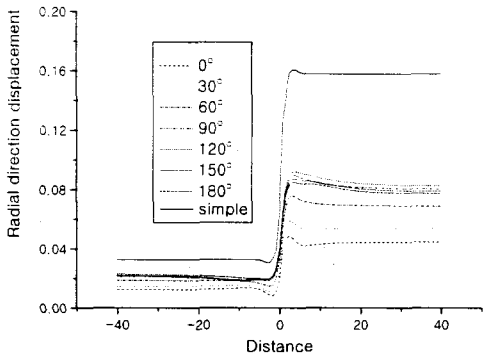


Fig. 4 Radial displacment distribution in the vicinity of a artery/PTFE anastomosis with elastic surrounding tissue

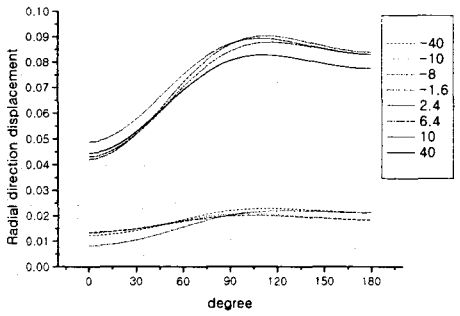


Fig. 5 Radial displacement distribution with respect to anglar variation in the vicinity of a artery/PTFE anastomosis with elastic surrounding tissue

3.2. 형상 변화에 관한 해석

본 연구에서 제안한 모델에서의 해석결과는 다음과 같다. 동일한 직경을 가진 동맥과 PTFE 모델의 경우에 동맥에서 발생하는 단면적의 컴플라이언스는 0.3069%/kPa, PTFE는 0.1148%/kPa이며, 최대는 동맥에서 0.3286%/kPa, 최소는 PTFE에서 0.0987%/kPa이 발생하였다. 대체적으로 PTFE에서 발생하는 컴플라이언스의 값이 20%정도 커졌음을 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 발생하고, 거의 차이가 발생하지 않았다.

그러므로, PTFE의 두께를 줄여줌으로서 컴플라이언스의 부적합을 상당히 해결할 수 있을 것으로 사료된다.

전체 길이에 따른 반지름방향의 변형량을 Fig. 6에서 나타내고 있다. 그리고, 변형량이 급격하게 변화하는 지역은 문합부에서 -2mm에서 2.5mm 사이에 발생하고 있으며, Fig. 4와 비교하면 PTFE에서의 반지름 방향의 변위가 증가됨을 알 수 있으며, 혈관에서의 변위는 상당히 줄어듬을 알 수 있다. 또한, 혈관과 PTFE 에서 급격하게 변화하는 지점도 상당히 완만해 졌음을 알 수 있다.

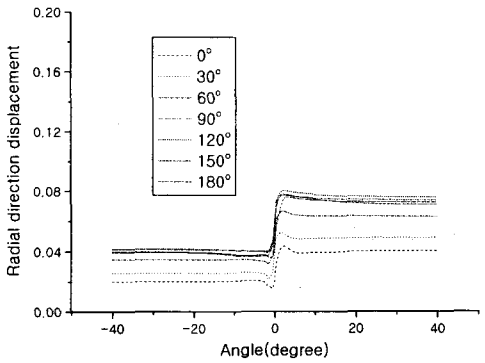


Fig. 6 Radial displacment distribution in the vicinity of a artery/PTFE anastomosis without elastic surrounding tissue

Fig. 7는 단면적의 컴플라이언스를 구하기 위해 전체 길이에 대해 120。 근처에서 가장 큰 변형을 나타내고 있으며, 0。 와 30。 에서와의 차이가 상당히 크게 발생하고 있다. 그리고, 변형되는 형상은 위치에 관계없이 거의 일정함을 알 수 있다. 동맥과 PTFE에서의 변형값이 뚜렷하게 구분됨을 알 수 있다.

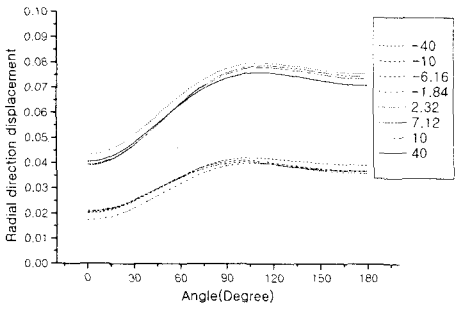


Fig. 7 Radial displacement distribution with respect to anglar variation of in the vicinity of a artery/PTFE anastomosis without elastic surrounding tissue

4. 결 론

본 연구에서는 동맥과 PTFE의 end-to-end 문합에서 발생하는 단면적의 컴플라이언스를 실제와 유사하게 심장을 감싸고 있는 지방조직을 탄성조직으로 고려하여 유한요소해석을 수행하여 다음의 결론을 구하였다.

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

(2) 길이에 따른 반지름의 컴플라이언스 평균의 2배가 단면적의 컴플라이언스에 거의 일치하므로 이론식과 동일한 결과를 얻었다.

(3) 고컴플라이언스 지역(PHZ)은 문합부에서 동맥 방향으로 2.4mm에서 PTFE 방향으로 1.6mm 구간에 나타나고 있으며, 제안된 모델에서는 그 구간에 더욱 좁아졌음을 알 수 있다.

(4) Artery/PTFE 문합에서 PTFE의 두께를 변화시켜줌으로서 25% 정도의 컴플라이언스 부적합을 개선할 수 있다.

참고문헌

(1) 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," Medical & Biological Enngineerig & Computing, pp. 413～417, 1992.

(2) P. D. Ballyk, C. Walsh, J. Butany and M. Ojha, "Compliance mismatch may Promote graft-artery intimal hyperplasia by altering suture-line stresses" J. Biomechanics, pp. 229～237, 1997.

(3) 한근조, 김영호, 안성찬, 심재준, "직경 및 문합각도가 단측문합의 컴플라이언스 및 응력분포에 미치는 영향","대한의용생체공학회, 제19권, 제2호, 1998.

(4) M. W. Weston, K. Rhee and J. M. Tarbel, "Compliance and Diameter Mismatch Affect the Wall Shear Rate Distribution Near an End-to-End Anastomosis", J. Biomechanics, Vol.29, No.2, pp. 187～198, 1995.

(5) Y. H. Kim, "Flow Dynamics Near End-To-End Anastomoses", J. of KOSOMBE, Vol.13, No.2, pp. 165～173, 1992.

(6) 한근조, 김태형, 안성찬, 심재준, "sub-modeling을 이용한 end-to-end 문합의 비선형 해석," 대한기계학회 춘계학술대회논문집 A, pp. 901～906, 2001.

(7) J. W. Rohen and C. Yokochi, 1983, "A photographic study of the human body", Gomunsa, pp. 250～256.

(8) M. D. Henry Haimovici, 1976, "Vascular Surgery - Principles & Techniques" McGraw-Hill, pp. 304～324.

(9) John G. Webster, 1988, "Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation" John Wiley & Sons, pp. 328～350.