

# 유한요소 해석방법을 이용한 스텐트와 혈관, Plaque의 상호작용에 관한 연구

김성민<sup>#</sup>, 박성윤<sup>\*</sup>

## Finite Element Analysis of Stent Expansion Considering Stent, Artery and Plaque Interaction

Sung Min Kim<sup>#</sup> and Sung Yun Park<sup>\*</sup>

### ABSTRACT

In this paper, results are presented by nonlinear finite element simulations in order to analyze the interactions between the stent and artery or plaque. Maximum of von Mises stress was calculated in the contacting areas between the stent and the artery. The simulated results show that the distal end of stent, which tilts after expansion, may injure the artery wall. In conclusion, this study may help designing new stents.

**Key Words** : FEM(유한요소 해석), Stent(스텐트), Artery(대동맥), Plaque(플라크)

### 1. 서론

식생활의 변화와 스트레스의 증가로 인해서 동맥경화등과 같은 심혈관계 질환이 증가하고 있어, 혈관의 협착, 폐쇄와 같은 혈관질환의 치료를 위해 최근 중재적 시술 기법에 의한 스텐트 시술이 각광을 받고 있다. 스텐트는 혈관 벽에 생기는 Plaque에 의해 혈관이 막히는 것을 막기 위해 고안된 것으로 좁아지거나 막힌 부위에 삽입된 후 전개되는 금속 재질의 장치이다.<sup>1</sup>

1964년 Dotter와 Judikns에 의해 처음으로 도입되었으며, 기능이 없이 좁아진 혈관을 지지하는 튜브모양의 단순한 형태였다. 80년대 말 이후 일반

화된 스텐트는 관상동맥질환 치료에 가장 중요한 진보로 간주되었다.<sup>2,3</sup>

현재 시술되는 방법으로는 스텐트를 혈관에 삽입한 후, 팽창시키고 풍선도자를 제거하면 팽창된 스텐트가 혈관벽을 지지하게 된다. 시술과정에서 정확한 팽창변위를 예측하지 못하면 시행착오로 인해 시술시간이 낭비되고 환자는 흉부의 통증을 느끼게 된다. 또한 지나친 고압을 사용했을 경우에는 새로운 내막의 성장과 후기 손실을 가져오게 되어 재협착률을 높이게 된다. 실제 약 20%의 재협착률이 발생, 이를 방지하기 위하여 새로운 디자인의 스텐트개발과 약물코팅 등에 관한 연구가 진행되고 있다.<sup>4,5</sup>

접수일: 2005년 12월 12일; 게재승인일: 2006년 9월 14일  
교신저자: 건국대학교 의학공학부  
E-mail smkim@kku.ac.kr Tel. (043) 840-3761  
\* 건국대학교 일반대학원 의학공학과

최근에 유한요소법을 Dumouline,<sup>6</sup> Chua등<sup>7,8</sup>이 스텐트의 기계적 특성과 스텐트의 확장 시 전 변형 과정을 여러 개의 단계로 나누고 계산단계 내에서는 정적상태로 가정하여 해석하는 정적 내연적 해석방법을 사용하였다.

그러나 국내외에 스텐트의 재협착률과 스텐트의 확장으로 혈관에 미치는 영향에 대한 연구는 미비한 상태이다.

따라서 본 논문에서는 혈관, 스텐트, 플라크를 모델링하여, 상용 해석프로그램인 ANSYS(Ver 10.0)로 해석, 스텐트와 혈관의 잔류응력을 확인하고, 혈관팽창 후 전산유체역학 측면에서의 연구를 위한 모델을 제공하고자 한다.

## 2. 본론

### 2.1 유한요소 모델과 재료 물성치

3D FEM 형상은 Fig. 1에서 보듯이 스텐트, 대동맥, Plaque로 구성되어 있다. Fig.1은 대동맥을 90° 잘라낸 형상을 보여주고 있다.

스텐트의 형상의 총길이는 4.34mm이고, 외경 반지름은 0.75mm, 내경 반지름은 0.69mm이다. 그리고 두께는 0.06mm로 구성되어 Fig. 1과 같이 모델링하였다.

스텐트는 316L Stainless steel로 구성되어 있고, 물성치는 Table 1과 같이 구성되었고,<sup>9</sup> 소성영역의 물성치 계산은 범용 물성측정기(M-100)를 이용하여 316L stainless steel wire로 측정된 데이터를 사용하였다.<sup>10,11</sup> Fig. 2는 316L의 stress-strain 선도를 나타낸 것이다.

대동맥과 플라크의 Stress-strain curve는 Fig. 3로 하여 소성영역의 물성치를 입력하였다.

대동맥과 플라크의 형상은 Table 2와 같고, 물질성질은 주로 사용되는 성질인 균등물질, 등방성이고, 압축이 되지 않는 물질이라고 가정하여 모델링하였다.<sup>10,11</sup>

본 연구에서 대동맥은 초탄성이라고 가정하고, Fig.3과 같은 물성치를 사용하였다.<sup>9</sup>

유한요소모델은 스텐트는 19195개의 절점과 7478개의 요소, 대동맥과 Plaque는 23841개의 절점과 4200개의 요소로 구성되었으며, 8절점 요소(Solid 45)를 사용하였다.

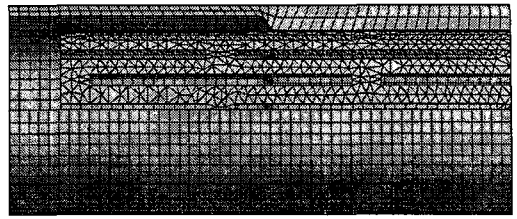


Fig. 1 Finite element model of the complete stenting system

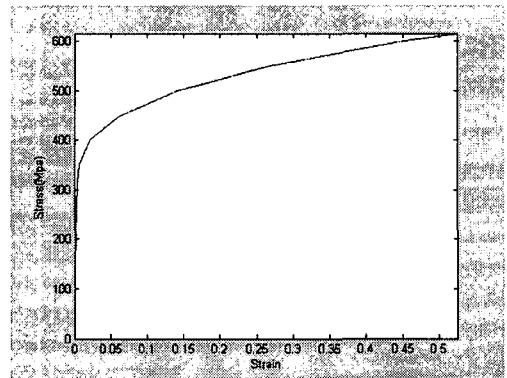


Fig. 2 Stress-strain curve of 316L stainless steel

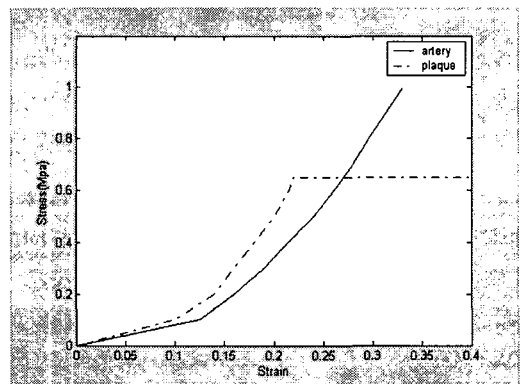


Fig. 3 Stress-strain curves of the plaque and the artery

Table 1 Material properties of the stent

Parameter	Stent
Material	Stainless Steel 316L
Young's modulus	201GPa
Poisson's ratio	0.3
Yield stress	330MPa
Ultimate stress	616MPa

Table 2 Dimensions for the artery and plaque

Parameter	Artery	Plaque
Length(mm)	5	2.34
Outer diameter(mm)	1	0.9
Inner diameter(mm)	0.9	0.76

2.2 하중조건과 구속조건

하중조건은 Fig. 4에서 보듯이 총 time step을 20 구간으로 나눠 하중을 가하여 스텐트 반경방향으로 팽창이 되어 혈관을 확장시킨다.

Fig. 4에서 하중상승 구간은 스텐트를 확장시키고, 하중유지 구간은 스텐트의 확장된 형태를 유지 시켜주고, 마지막으로 하중제거 구간으로 나눈다.

Fig. 4와 같이 3가지 하중조건으로 해석을 수행 하였다. 하중조건1(Pressure1)에서 하중상승 구간은 time step 1-13, 하중유지 구간은 time step 13-18로 정하고, 스텐트의 반경방향으로 최대면압을 가하여 직경이 2mm정도 늘어나게 하였다.(하중조건 1 : 0.8MPa, 하중조건 2 : 0.6MPa, 하중조건3 : 0.4MPa)

구속조건은 대칭면 상의 절점에 대칭 경계조건을 적용하고, 대동맥과 스텐트는 한쪽 끝을 고정하지 않고, 팽창시 대칭면 방향으로 길이 축소가 일어나도록 하였다. 스텐트와 혈관, 플라크의 접촉면은 비선형 접촉을 고려하여 해석을 실행하였다.

3. 결과

세 하중조건 모두 스텐트가 팽창되면서 직경방향으로 대동맥과 플라크를 확장시켰다.

하중조건 1에서 Fig. 5(a)와 같이 스텐트의 응력 분포를 나타내고, von-Mises stress의 최대값은 slot 부분에서 574.54MPa를 나타냈다. Fig. 5(b)와 같이 대동맥에서의 최대 von-Mises stress는 스텐트의 끝 부분과 접촉하는 경계에서 0.58MPa를 나타냈다.

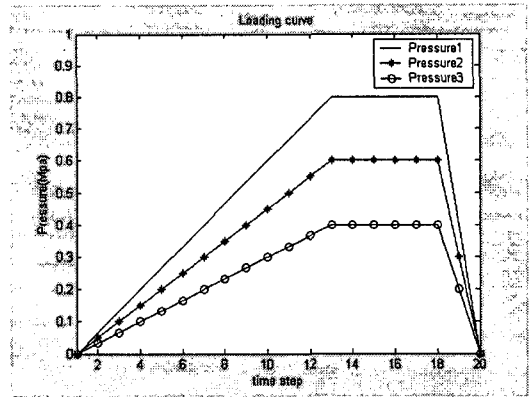


Fig. 4 Loading condition of nonlinear static analysis

하중조건 2, 3에 의한 스텐트과 대동맥의 최대 응력이나, 주응력 역시 Fig 5(a), Fig. 5(b)와 같이 동일한 위치에서 나타났고, Table 3과 같이 정리하였다.

스텐트의 팽창은 플라크가 있는 부분보다 혈관만있는 부분에서 더 많은 팽창이 일어났고, Fig. 6에서 보듯이 스텐트의 끝 부분이 혈관쪽으로 굽어지는 말림현상이 발생하였다.

Table 3 Result of Max. von-Mises stress

	von-Mises (MPa)	
	stent	artery
Pressure1	574.54	0.58
Pressure2	558.88	0.56
Pressure3	498.47	0.54

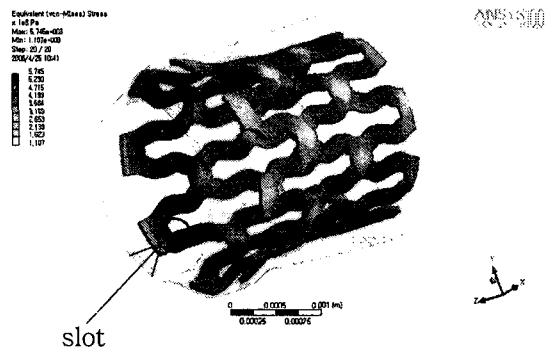


Fig. 5(a) von Mises stress distribution of the stent with an applied pressure of P1

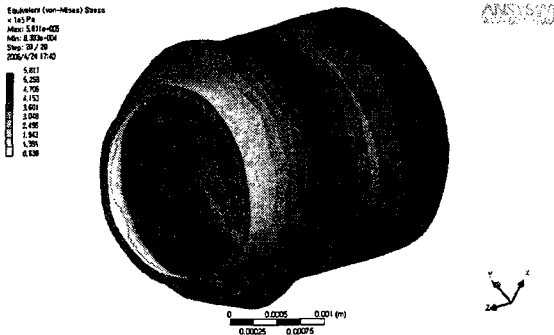


Fig. 5(b) von Mises stress distribution of the artery with an applied pressure of P1

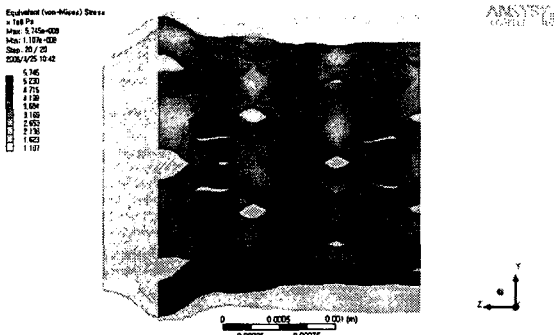


Fig. 6 Side view of stent

#### 4. 결론

본 연구는 스텐트 확장 시 혈관에 미치는 영향을 알아보기 위해서 스텐트, 대동맥, 플라크를 모델링하여 유한요소 해석을 통하여 다음과 같은 결론을 도출하였다.

스텐트 확장후, 세경우의 하중조건에서 스텐트의 끝단이 굽혀지는 형상으로 발생하였다.

굽힘현상은 스텐트의 양끝단이 구속이 되어있지 않으므로, 필수적으로 발생하는 현상이다.

이러한 현상으로 혈관의 손상이 우려되므로, 스텐트 끝단의 라운딩이 필요할 것이다.

스텐트의 삽입시 스텐트의 끝단의 위치를 플라크의 양 끝에 위치시킴으로서 플라크가 있는 부분만 혈관확장을 유도하고, 혈관만 있는 부분은 확장이 되지않게 하여, 스텐트에 의한 혈관의 손상을 최소화 하여야 한다.

향후, 압력인가 구간(하중상승 구간, 하중유지

구간, 하중제거 구간)을 고려하여 적당한 비율로 최적의 스텐트 팽창과 혈관의 손상을 최소로 하는 하중조건을 찾을 수 있을 것으로 사료된다.

또한, 스텐트 삽입전의 플라크에 의한 혈류 흐름의 영향과 스텐트 확장후의 혈류 흐름에 대한 모델을 제공하여 재협착이 일어나는 원인을 구조해석과 전산유체해석간의 연동해석의 모델로 제공되어 관련된 요인을 좀 더 명확하게 규명할 수 있을 것으로 사료된다.

#### 후 기

이 논문은 2005년 건국대학교 교내 학술진흥연구사업의 지원에 의한 논문임.

#### 참고문헌

1. David Chua, S. N., Mac Donald, B. J. and Hashmi, M. S. J., "Finite-element simulation of stent expansion," Journal of Material Processing Technology, pp. 335-340, 2002.
2. Rankin, J. M. and Penn, I. M., "Coronary stenting: a global perspective," J. Am. College Cardiol, pp. 22-25, 1998.
3. Stoeckel, D., Bonsignore, C. and Duda, S., "A Survey of Stent Designs," Min Invas Ther & Allied Technol, Vol. 11, No. 4, pp. 137-147, 2002.
4. Shen, Z. I., "Percutaneous transluminal coronary angioplasty and instent restenosis," Basic Med Sci Clin, Vol. 21, pp. 104-107, 2001.
5. Machenna, C. J., Holmes, D. R. and Schwartz, R. S., "Novel stent for the prevention of restenosis," Trends Cardiovasc Med, Vol. 7, pp. 245-259, 1997.
6. Whitcher, F. D., "Simulation of In Vivo Loading Condition of Nitinol Vascular Stent Structures," Computer&Sciences, Vol. 64, No. 5, pp.1005-1011, 2000.
7. David Chua, S. N., Mac Donald, B. J. and Hashmi, M. S. J., "Finite Element Simulation of Stent and Balloon Interaction," Journal of Materials Processing Technology, pp. 335-340, 2003.
8. David Chua, S. N., Mac Donald, B. J. and Hashmi, M. S. J., "Effects of varying slotted tube geometry

on its expansion behavior using finite element method,” *Journal of Materials Processing Technology*, pp. 1764-1771, 2004.

9. Holzapfel, G. A., Stadler, M. and Schulze Bauer, C. A. J., “Soft tissue mechanics,” 13th Conference of the European Society of Biomechanics, 2002.
10. Auricchio, F., Loreto, M. D. I. and Sacco, E., “Finite-element analysis of a stenotic artery revascularization through a stent insertion,” *Comput Methods Biomech and Biomed Eng.*, pp. 1-15, 2000.
11. Tan, L. B., Webb, D. C., Kormi, K. and Al-Hassani, S. T. S., “A method for finite element numerical simulation,” *Int. J. Cardiol*, Vol. 78, pp. 51-57, 2001.