

## 유한요소법을 이용한 스텐트의 기계적 성능 비교 및 평가

조승관\* (연세대학교 의공학과), 김한성(연세대학교 의공학과), 이상현(고등기술연구원 기계의용기술센터),  
탁계래(건국대학교 의공학부), 탁승제(아주대학교 순환기내과)

### Using Finite Element Analysis for Mechanical Properties of Coronary Stents

S. K. Cho\* (Biomedical. Eng. Dept., YSU), H. S. Kim (Biomedical. Eng. Dept., YSU), S.H. Lee (I.A.E),  
G.R. Tack (Biomedical. Eng. Dept., KKU) and S.J. Tahk (Cardiology Dept. school of medicine ,AJU)

#### ABSTRACT

In the present paper, finite element analyses were carried out to evaluate the most important feature of a stent, that is, high radial strength and flexibility. Palmaz-Schatz 154 stent and two new models(stent A, stent B) were selected because they are the most representatives of tubular stents. Finite element analyses for the stent system were performed using ABAQUS/Explicit code. As a result, Palmaz-Schatz 154 stent shows sufficient radial strength but it needs some improvement in general properties such as high flexibility, low elastic recoil, low longitudinal contraction and low metal coverage area. Other two models show that sufficient flexibility, foreshortening and longitudinal recoil.

**Key Words:** Stent(스텐트), Flexibility(유연성), Pcr.(임계압력), Longitudinal Recoil(길이 방향 수축율), Foreshortening(변형률), Elastic Recoil(반경 방향 수축율), Coverage Area(접촉 면적)

#### 1. 서론

관상동맥질환에 대한 치료의 일환으로 풍선 확장술의 도입은 현재까지 관상동맥 중재시술분야에서 많은 업적과 발전이 이루어졌다. 이러한 발전을 바탕으로 관상 동맥 질환의 치료분야에 있어서 중재시술은 가장 보편화되고 일반적인 치료법으로 인정받고 있다. 이러한 발전에 크게 기여를 한 것은 관상동맥용 스텐트(coronary-artery stents)의 개발이다. 스텐트의 개발은 혈관의 협착, 폐쇄, 동맥과열의 치료 시, 심한 합병증을 동반할 수 있는 외과적 대수술을 시행하지 않고 환자를 치료할 수 있게 하여 중재시술 시 발생할 수 있는 여러 가지 합병증을 극복하는데 큰 공헌을 하였다. 주로 와이어를 사용하는 자기 확장형 코일 스텐트와는 달리, 풍선 확장형 스텐트는 튜브를 가공해서 사용하는 스텐트이기 때문에 혈관을 지탱할 수 있는 압축강도, 최소금속 면적 등 많은 장점을 가지고 있다. 그러나 1997 년도에 Gruentzig 에 의하여 처음으로 사람에게 스텐트를 삽입한 이후에 많은 발전을 이룩하였음에도 불구하고 다양한 질환 및 환자에 따라 최적의 스텐트를 선택하기에는 현재 설계된 스텐트의 다양성은 부족한 실정이다. 최근 컴퓨터의 발달은 유한

요소법을 적용하여 스텐트의 인체 내에서의 거동을 예측할 수 있게 하여 새로운 모델의 스텐트 개발 시 이의 특성에 대해 직접 임상 실험을 통하지 않고도 예측이 가능하게 되었으므로 다양한 스텐트의 설계가 가능하게 되었다.

본 연구에서는 유한요소해석 기법을 적용하여 상용화 되어 있는 팔마즈 스텐트(Palmaz-Schatz Stent)와 현재 사용중인 최신 모델인 Stent A, Stent B 등 3 가지의 관상동맥용 스텐트의 성능을 비교·평가하고, 발견된 문제점을 고려하여 새로운 스텐트의 설계에 적용해 보고자 한다.

#### 2. 해석모델

스텐트 해석을 위해 소프트웨어는 ABAQUS6.3 을 이용하였고, 해석한 모델은 풍선 확장형 튜브 스텐트 중에 가장 먼저 상용화가 되어 있는 팔마즈 스텐트(Palmaz-Schatz Stent)와 현재 사용되고 있는 최신 모델인 Stent A, Stent B 이다.

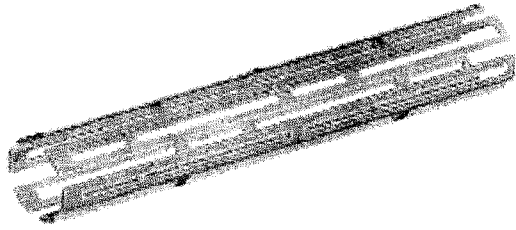


Fig.1. ISO View of Palmaz-Schatz Stent

### 2.1 팔마즈 스텐트 (Palmaz-Schatz Stent)

팔마즈 스텐트는 Fig.1 과 같은 원통형 모양을 하고 있으며, 최외각 직경은 1.475mm 두께는 0.095mm 이다. 실제 길이는 16mm 이나, 해석 시 스텐트의 형상이 대칭이므로 반 모델(7.87mm)을 이용하였다. 스텐트의 물성은 AISI 형식 316LN 의 스테인레스 강(Yield stress = 205MPa, Poisson ratio = 0.3, Young's modulus = 196GPa)을 적용했으며, 스텐트의 소성변형을 위해 탄소성 응력-변형률 선도(stress-strain curve)를 사용하였다.

### 2.2 스텐트 A (Stent A)

스텐트 A는 Fig.2와 같은 원통형 모양을 하고 있으며, 최외각 직경은 1.8mm 두께는 0.095mm 길이는 16.80mm이다. 해석시의 물성치는 팔마즈 스텐트와 동일한 물성을 사용하였다.

### 2.3 스텐트 B (Stent B)

스텐트 B는 Fig.3과 같은 원통형 모양을 하고 있으며, 최외각 직경은 1.8mm 두께는 0.095mm 길이는 16.80mm이다. 스텐트의 물성은 팔마즈 스텐트와 동일한 값을 사용하였다.

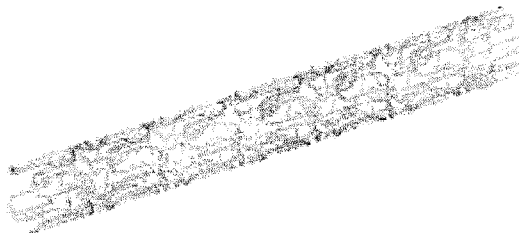


Fig.2 ISO View of Stent A

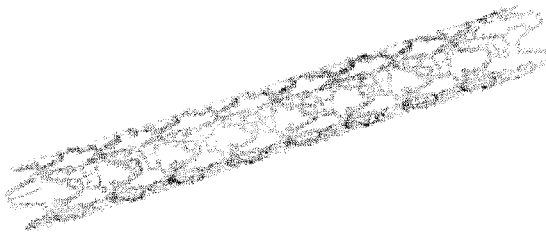


Fig.3 ISO View of Stent B

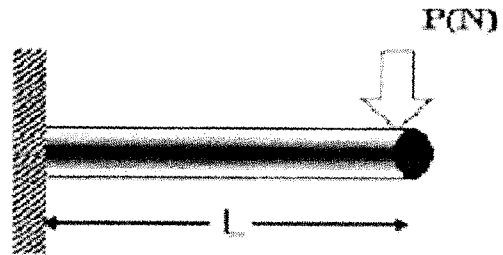


Fig.4. Canti-lever Beam

## 3. 스텐트 성능평가항목

본 연구에서는 스텐트에 요구되는 성능으로 유럽 규격(prEN 12006-3)의 요구조건 중에서 유연성 (Flexibility), 임계 압력(Per.), 길이 방향 수축율 (Longitudinal-Recoil), 변형률(Foreshortening), 반경 방향 수축율(Elastic Recoil), 접촉 면적(Coverage Area) 등을 평가하였다.

### 3.1 유연성 (Flexibility)

굴곡이 있는 혈관 내에 스텐트를 주입하여 병변 부위까지 무리 없이 삽입하기 위해서 요구되는 성능이 유연성이다. 본 연구에서는 스텐트의 유연성을 평가하기 위하여 스텐트의 한쪽 끝단은 구속시키고 다른 끝단에 하중(Force)을 가하여 휨-변위 곡선(Force-Displacement Curve)을 평가하였다. 즉, Fig.4 와 같이 외팔보(Canti-lever) 상태에서 스텐트의 굽힘 강성(Bending Stiffness, EI)으로 유연성을 평가하였다[1]. 여기서 P 는 하중, L 은 스텐트의 길이, d 는 처짐량이 된다. 스텐트의 굽힘 강성인 EI는 식 (1)과 같이 표현된다.

$$EI=PL^3/3d \quad (1)$$

### 3.2 임계압력(Per.)

일단 스텐트가 혈관 내 병변에 위치하게 되면, 스텐트는 계속해서 원주 방향으로 혈압에 의해 혈관으로부터 압력을 받게 된다. 따라서 시술 시 반경 방향의 강성이 높은 스텐트가 요구 된다. 혈관 내의 스텐트에 작용하는 압력은 팽창 압력의 반대 방향인 압축 압력으로, 스텐트의 전면에 걸쳐 가압을 하여 스텐트의 변형을 유발하게 된다[3]. 따라서 본 연구에서는 반경 방향 강성을 측정하기 위한 방법으로 Fig. 5 에서 보여지는 바와 같이 스텐트의 원주 방향 전면에 일정 압력을 가하여 나타나는 1 차 또는 2 차 mode 에 의한 임계 압력(Per.)으로 판단하는 방법을 이용하였다[4].

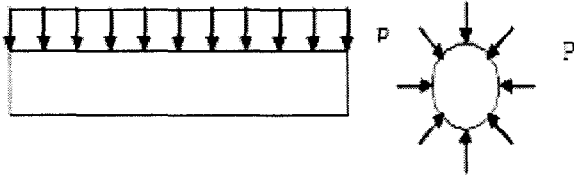


Fig. 5 Analysis method of critical pressure

### 3.3 길이방향 수축율(Longitudinal Recoil)

스텐트를 혈관의 병변 위치에 삽입하고, 풍선(Balloon)으로 원하는 반경으로 팽창 시킨 후에 풍선을 제거하게 된다. 풍선을 제거하면 스텐트가 길이방향으로 수축하게 된다. 이상적인 경우는 풍선을 제거하더라도 스텐트가 길이방향으로 수축을 하지 않는 경우이므로 최대한 길이방향 수축이 없도록 스텐트가 설계되어야 한다[5]. 길이방향 수축율은 식(2)와 같이 나타낼 수 있다.

$$\text{길이방향 수축율(Longitudinal Recoil)} = (L_{\text{load}} - L_{\text{unload}}) / L_{\text{load}} \quad (2)$$

### 3.4 변형률(Foreshortening)

변형률은 3.3.항의 길이방향 수축율과 달리, 스텐트의 팽창하기 전 초기 상태와 풍선에 의해 팽창된 상태의 비율을 나타내는 성능이다. 스텐트의 변형을 역시 최소가 되도록 설계되어야 한다[5]. 변형율은 식(3)과 같이 표현할 수 있다.

$$\text{변형률(Foreshortening)} = (L - L_{\text{unload}}) / L \quad (3)$$

### 3.5 반경 방향 수축율(Elastic Recoil)

스텐트를 병변 부위에 삽입한 다음 팽창 시키면, 스텐트의 구조적 특성에 의해 길이 방향 뿐 아니라 반경 방향으로도 수축을 하게 된다. 스텐트 초기 설계 시 반경 방향 수축량이 최소화 되도록 설계 되어야 한다[5]. 반경방향 수축율은 식(4)과 같이 표현할 수 있다.

$$\text{반경 방향 수축율(Elastic Recoil)} = (R_{\text{load}} - R_{\text{unload}}) / R_{\text{load}} \quad (4)$$

### 3.6 접촉 면적(Coverage Area)

혈관의 수축을 막기 위한 스텐트의 기능은 인간의 신체 대사 활동에 유익하기 위하여 사용하는 것이지만 인체의 조직에서 볼 때는 이물질이 되므로 가능하면 인체에서 이물질의 상태가 크거나 질량, 면적 등 모든 면에서 최소화하는 것이 좋다. 혈관 내에서 차지하는 스텐트가 기능을 유지하면서 동시에 접촉 면적을

최소화 할 수 있도록 설계하는 것이 중요하다. 접촉면적은 식(5)와 같이 표현된다. 일반적으로 스텐트의 팽창 정도는 혈관의 크기에 따라 직경이 변하도록 설계하며 접촉 면적 값은 스텐트의 팽창정도가 크면 클수록 적어지게 된다[3].

$$\text{접촉 면적(Coverage Area)} = \text{Metal Surface} / \text{Cylindrical Area} \quad (5)$$

Table 1. Mechanical properties for stent models.

	Palmaz-Schatz Stent	Stent A	Stent B
Flexibility(EI)	1.16E+03	3.58E+01	3.23E+01
Radial Stiffness(Pcr.)	1.0142	1.1483	1.0002
Foreshortening	7.21%	2.26%	3.61%
Longitudinal Recoil	0.63%	0.40%	0.06%
Axial Recoil	2.09%	2.63%	2.56%
Coverage Area	15.64%	19.70%	16.70%

## 4. 해석결과

위 3가지 모델에 대해 해석을 수행 한 결과, Table 1에서 보듯, 유연성(Flexibility)의 경우는 Stent A와 Stent B에서 단면계수인 EI 값이 30 - 35 정도로 상당히 우수한 수치가 나온 반면 팔마즈 스텐트에서는 1160의 값으로 유연성 면에서의 설계가 제대로 고려되지 않은 모델로 나타났다. 임계압력(Pcr.)의 경우는 3가지 모델 모두 1.00-1.15 정도의 값을 보여주며, Stent A가 1.15의 수치로 다른 모델에 비해 상대적으로 우수한 결과를 얻었다. 변형률 (Foreshortening)의 경우 역시 Stent A가 2.26%의 수치로 나머지 두 모델에 비해 우수한 결과를 얻었고, 팔마즈 스텐트는 7.21%의 값으로 Stent의 팽창 전후의 길이 변동이 상대적으로 큰 것으로 나타났다. 또한 길이 방향 수축율(Longitudinal Recoil) 면에서는 Stent B의 모델이 0.06%의 값으로 가장 좋은 결과를 얻었다. 반경 방향 반동율(Elastic Recoil)의 경우는 3가지 모델 모두 2.0 - 2.5%의 값으로 나타났다. 그리고 접촉 면적(Coverage Area)은 팔마즈 스텐트에서는 15.64%, Stent A는 19.70%, Stent B는 16.70%가 나왔다. Stent B에서 접촉 면적 값이 16.70%인데, Stent B 모델에 대한 결과가 정리된 문헌에는 접촉

면적 값이 8 - 11%를 나타내고 있으나[6], 앞에서 언급했듯이 혈관에 따른 스텐트 직경의 팽창 정도, 스텐트의 치수 등에 의해 접촉 면적 값은 달라질 수 있어서 이 차이에 대해서는 좀 더 정확한 검토가 이루어져야 할 것이다.

## 5. 후 기

본 연구는 과학기술부·한국과학기술재단 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터의 지원에 의한 것입니다.

## 6. 참고문헌

1. Schmitz, K. P., Behrend, D., Behrens, P., Schmidt, W., "Comparative Studies of Different Stent Designs", *Progress in Biomedical Research*, pp52 - 58, 1999.
2. SCHMIDT, W., BEHRENS, P., BEHREND, D., SCHMITZ, K. P., "Measurement of Mechanical Properties of Coronary Stents according to the European Standard prEN 12006-3", *Progress in Biomedical Research*, pp45 - 51, 1999,
3. Etave, F., Finet, G., Boivin, M., Boyer, J.-C., Rioufol, G., Thollet, G., "Mechanical properties of coronary stents determined by using finite element analysis", *Journal of Biomechanics*, Vol.34, pp1065 - 1075, 2001.
4. Dumoulin, C., Cochelin, B., "Mechanical behavior modeling of balloon-expandable stents", *Journal of Biomechanics*, Vol.33, pp1461 - 1470, 2000.
5. Migliavacca, F., Petrini, L., Colombo, M., Auricchio, F., Pietrabissa, R., "Mechanical behavior of coronary stents investigated through the finite element method", *Journal of Biomechanics*, Vol.35, pp803 - 811, 2002.
6. Colombo, A., Tobis, J., *Techniques in Coronary Artery Stenting*, Martin Dunitz Ltd., 2000.
7. 김한성, 이동찬, 박재형, 신경민, 조남효, "관상동맥용 스텐트의 유한요소해석", 대한의용생체공학회 춘계학술대회 논문집, 제 24 권 제 1 호, pp1-2, 2001.