

하중 방향에 따른 관상동맥용 스텐트의 유연성 해석

조승관*, 조은정, 김한성(연세대학교 의공학부)

Flexibile Analysis of Coronary Stents due to Loading Directions

S. K. Cho*, E. J. Cho and H. S. Kim (Biomedical Eng. Dept. YSU)

ABSTRACT

In clinical use, coronary stents keep coronary arteries open after expansion with a balloon catheter and prevent the expanded artery from collapsing. Coronary stents are positioned in artery by catheter with a balloon along a guide wire to the lesion site. Flexibility is one of important ability for delivery. In this paper, Palmaz-Schatz stent and Tenax complete stent were selected because these are the most representative of tubular stents. Finite element analyses for the stent system were performed using ABAQUS/Standard code. The present study estimated the flexibility of coronary stents due to loading directions. Moreover the present paper suggests a numerical method to test the flexibility of stents. In conclusion this paper shows how the finite element analysis can be effectively organized in the stent development.

Key Words : 관상동맥용 스텐트 (Coronary Artery Stent), 유연성 (Flexibility), 팔마즈 스텐트 (Palmaz-Schatz Stent), 테넥스 스텐트 (Tenax Complete Stent), 유한요소법 (Finite Element Methods)

1. 서론

관상동맥 등과 같은 심혈관에 질환이 생길 경우 복부 절개를 통한 직접적인 시술에 대한 위험성으로부터 환자를 보호하기 위해 최근에는 스텐트를 이용한 중재적 시술 방법이 각광을 받고 있다. 스텐트(Stents)란 용수철 모양의 미세한 금속 그물망으로 이루어진 시술기구로, 막히거나 좁아진 혈관에 삽입하여 혈관이 제 기능을 할 수 있도록 하는데 사용된다. 스텐트의 시술 과정은 중재적 시술 기법에 따라 시행 되는데, 중재적 시술 기법은 카테터(catheter)에 스텐트를 연결하고 혈관을 따라 환부까지 이동시키므로 혈관의 구조에 따른 적응력이 요구된다. 이러한 성능을 부여하는 기계적 특성이 유연성(flexibility)인데, 스텐트와 같은 탄성체가 외부로부터 힘의 모멘트를 받으면 휘는 성질을 말한다. 원활한 스텐트 시술을 위해서는 스텐트 모델 설계 시 유연성을 충분히 고려해야 한다.

기존의 연구에서는 스텐트의 유연성 평가를 위해 외팔보를 가정하고, 하중을 가한 후 그 하중이 가해진 방향에 대한 처짐량에 따라 굽힘강성 EI 를 유도하는 방법을 적용하였다[1]. 그러나 이 방법은

스텐트의 변형량을 한 방향(y 방향)으로만 가정함으로써 변형 정도가 커질 경우 실제 스텐트의 변형 거동과 차이가 발생한다는 문제점이 있다. 이러한 문제점을 개선하기 위해 스텐트의 변형 방향을 두 축으로 나누어 두 방향(x,y 방향)의 변형량을 모두 고려한 새로운 평가 방법이 제시되었다[10].

한편, 스텐트 모델의 구조적 차이에 의해 동일한 크기의 하중에 대해서도 하중이 가해지는 방향이 달라짐에 따라 유연성 평가 지수인 굽힘강성 EI 값에 차이가 발생할 수 있다는 문제점이 제기되었다.

따라서, 본 연구에서는 상용화 된 스텐트 모델인 팔마즈 스텐트(Palmaz-Schatz stent)와 테넥스 스텐트(Tenax Complete stent)를 선택하여 유연성을 결정하는 구조적 특성을 파악해보고, 전산 모의 실험을 통해 스텐트의 구조적 특성이 유연성에 어떤 영향을 미치는가에 대해 평가해 보고자 한다. 특히 유연성 평가 시 개선된 유연성 성능 평가 방법을 적용함으로써 본 연구가 수행한 전산 모의 실험의 신뢰성을 더하였다.

2. 본론

2.1 스텐트 유연성 평가

2.1.1 스텐트의 유연성 해석 방법

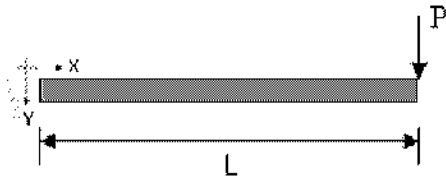


Fig. 1 Canti-lever beam

스텐트 시술은 중재적 시술 기법에 따르므로 굴곡이 있는 혈관 내에 스텐트를 삽입하여 병변 부위까지 무리없이 도달시키기 위해서는 유연성이 매우 중요한 요소로 평가된다. 기존의 연구에서는 유연성을 평가하기 위해 스텐트의 한쪽 끝단은 구속시키고 다른 끝단에 하중을 가하여 힘-변위 곡선(force-Displacement Curve)에 따라 평가하는 방식을 사용하였다[1]. 즉, Fig.1 과 같은 외팔보(Canti-lever beam)를 가정하고, 한쪽 끝단에 하중을 가한 후, 외팔보의 처짐량에 따라 굽힘 강성 EI 를 유도하여 이 값을 통해 유연성을 평가하는 방법을 말한다. 이때 굽힘강성 EI 는 식(1)과 같이 표현된다.

$$EI = \frac{PL^3}{3d} \quad (1)$$

여기서 P 는 하중, L 은 스텐트의 길이, d 는 하중이 가해진 방향으로의 처짐량을 나타낸다. 그러나 기존의 유연성 평가 방법은 스텐트의 변형 거동에 대하여 하중이 가해진 방향(y 방향)에 대한 처짐량만을 고려한 방법이므로 실제 스텐트의 변형 거동과는 차이가 있다. 특히 유연성 특성이 좋은 스텐트 모델의 경우 하중에 따른 변형 정도가 크므로 실제 스텐트의 변형 거동과 유연성 평가 방법에서 고려한 스텐트의 변형 거동 사이의 차이는 더욱 크게 된다. 따라서 실제 현상과 유사한 스텐트의 유연성 특성을 파악하기 위해서는 하중이 가해진 방향으로의 처짐량 뿐 아니라 굽힘에 대해 수평 방향에 대한 이동량도 고려한 새로운 성능 평가 방법이 요구된다[10].

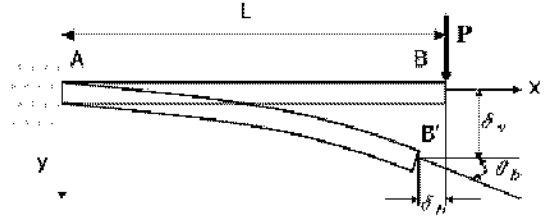


Fig. 2 Schematic diagram of deformable canti-lever beam

Fig.2 는 기존의 유연성 평가 방법에서 고려하지 않은 새로운 파라미터들을 고려한 외팔보의 변형 모식도이다. δ_v 는 빔에 하중을 가하였을 때 하중의 방향과 동일한 방향(y 방향)으로의 처짐량을 나타내고, δ_h 는 빔이 변형 하였을 때 수평방향(x 방향)으로의 이동량을 의미한다. θ_b 는 굽힘에 대한 회전각을 나타낸다. 이상과 같이 제시된 파라미터를 적용하여 수평 방향(x 방향)의 이동량을 고려한 새로운 형태의 굽힘 강성 EI 에 대한 수식을 유도할 수 있다. Gere & Timoshenko 는 식(2)와 같이 빔의 대변형에 대한 굽힘강성 EI 를 재정의 하였다[8].

$$EI = \frac{PL^2}{4A^2} \left(-\frac{\delta_v}{L} + 1 \right)^2 \quad (2)$$

이때 각각의 중속변수는 다음과 같이 정의된다.

$$A = \left[\int_0^{\pi/2} \sqrt{1-k^2 \sin^2 t} dt - \int_0^{\Phi} \sqrt{1-k^2 \sin^2 t} dt \right] \quad (3)$$

$$k = \sqrt{\frac{1 + \sin \theta_b}{2}} \quad (4)$$

$$\Phi = \arcsin \frac{1}{k\sqrt{2}} \quad (5)$$

여기서 P 는 빔에 가해지는 하중, L 은 빔의 길이, k 는 탄성계수(elastic modulus), 그리고 Φ 는 타원 함수에서의 진폭이다.

2.1.2 하중 방향을 고려한 유연성 특성 분석

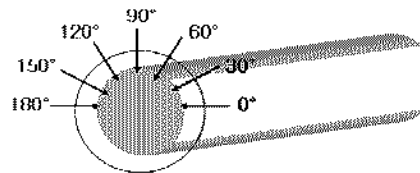
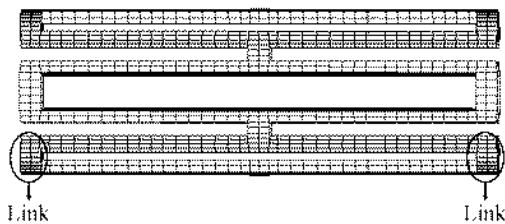


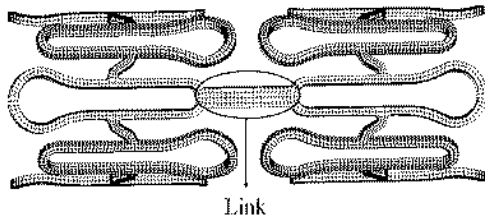
Fig.3 Loading Directions

테넥스 스텐트와 같은 스텐트 모델의 구조는 환부에 위치하여 반경 방향의 압력을 지탱하기 위한 관상 구조(tubular-structure)와 관상 구조 사이를 연결하기 위한 연결 구조(link structure)로 구성되어 있다. 관상 구조는 시술 시 굴곡이 있는 혈관을 지날 때 변형이 거의 없기 때문에 스텐트의 유연성은 연결 구조 특성에 의해 결정된다. 연결 구조의 특성에 따른 스텐트의 유연성 성능을 평가하기 위해 Fig. 3 과 같이 가하는 하중의 방향을 30° 씩 달리하여 스텐트의 유연성 특성을 평가하였다.

2.2 각 스텐트의 연결 구조



(a) Palmaz-Schatz Stent



(b) Tenax complete Stent

Fig.4 Configurations of Links for two stents

Fig.4 는 각 스텐트의 연결(link) 구조를 나타낸 것이다. 팔마즈 스텐트의 경우 특별한 연결 구조가 존재하지 않고 관상 구조를 구성하는 한 블(strut)이 이어져 연결 구조가 형성되어 있으므로 매우 짧은 길이의 연결구조로 이루어져 있다. 반면, 테넥스 스텐트의 경우 바(bar) 형태의 독립적인 연결 구조가 존재한다.

전체 스텐트의 연결 구조를 보면 팔마즈 스텐트의 경우 원통의 중심선을 기준으로 대칭적으로 이루어져 있는 반면, 테넥스 스텐트는 각 단계별로 처음 연결 구조에 대해 45° 씩 회전하여 이루어져 있어 원통의 중심선을 기준으로 보면 비대칭적으로 이루어져 있다.

3. 해석모델

스텐트의 형상 모델은 AutoCAD 및 Rhinoceros 3D 를 이용하였고, Hypermesh 를 통해 3 차원 유한요

소 모델을 생성하였으며, 기계적 특성을 파악하기 위한 전산모의실험에는 상용화 된 유한요소해석 프로그램인 ABAQUS6.3 을 이용하였다.

3.1 팔마즈 스텐트 (Palmaz-Schatz Stent)

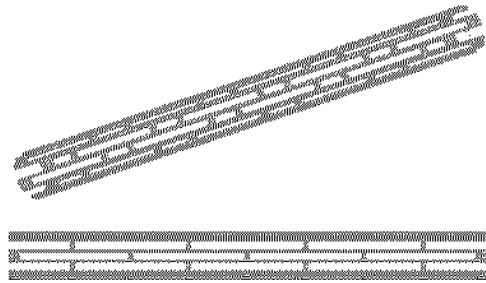


Fig.5 Geometries of the Palmaz-Schatz Stent

팔마즈 스텐트(Palmaz-Schatz Stent)는 Fig.5 와 같은 원통형 모양을 하고 있으며, 최외각 직경은 1.475mm, 두께는 0.095mm 이다. 이때 스텐트의 길이는 16mm 이다. 스텐트의 물성은 AISI Type 316LN 의 Stainless Steel(Yield stress = 205MPa, Poisson ratio = 0.33, Young's modulus = 196GPa)을 이용했으며, 스텐트의 소성변형을 위해 탄소성 응력-변형률 선도(stress-strain curve)를 입력하였다. 형성한 모델은 유한 요소 해석을 적용하기 위해 8256 개의 사각형 요소(elements)와 18362 개의 절점(nodes)으로 분할하였다.

3.2 테넥스 스텐트 (Tenax Complete Stent)

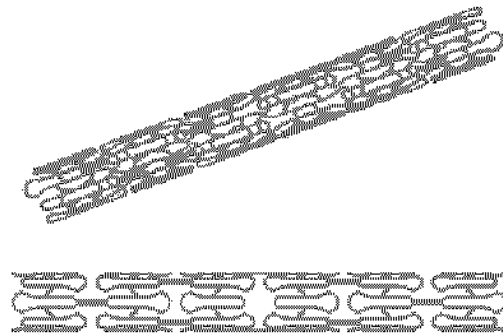


Fig.6 Geometries of the Tenax Complete Stent

테넥스 스텐트(Tenax Complete Stent)는 Fig. 6 에 서 보여지는 바와 같이 원통형 모양을 하고 있으며 최외각 직경은 1.78mm, 두께는 0.095mm, 길이는

15.10mm 이다. 스텐트의 물성은 팔마즈 스텐트와 동일한 값을 사용하였다. 형성한 모델은 유한요소 해석을 적용하기 위해 16320 개의 사각형 요소(elements)와 34036 개의 절점(nodes)으로 분할하였다.

4. 결론

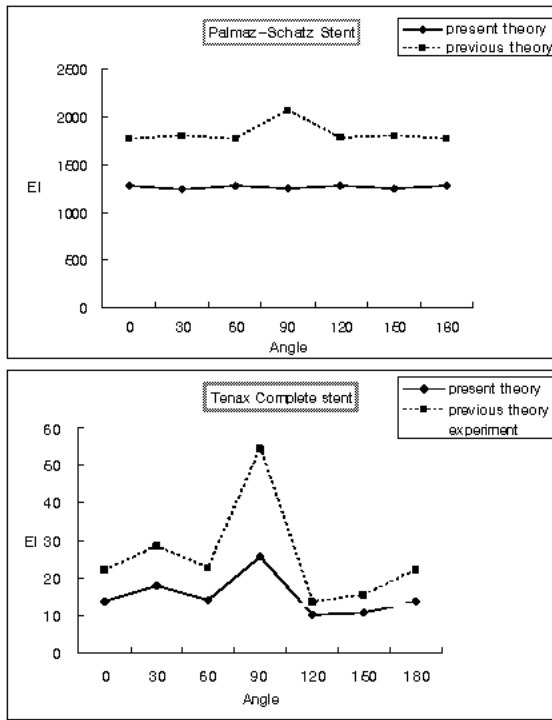


Fig.7 Comparison of EI due to loading directions

Fig 7 은 각 스텐트의 0° 에서 180° 까지 하중 방향을 달리 하였을 때 굽힘 강성 EI 값에 대한 결과이다. 실선은 본 논문에서 제시한 개선된 평가 방법에 의한 결과이고, 점선은 이전의 연구에서 적용하였던 유연성 평가 방법에 의해 산출한 결과이다. 한편 직선은 실험에 의한 결과이다. 테넥스 스텐트에서 제시한 실험값은 팽창 후 상태에서 측정된 값이므로 다소 오차가 존재할 수 있다[1].

구조적으로 대칭 특성을 가진 팔마즈 스텐트의 경우 하중 방향에 따라 스텐트의 유연성 특성에 큰 차이가 없는 반면, 비대칭 특성을 가진 테넥스 스텐트는 하중 방향에 따라 유연성 평가 지수인 굽힘 강성 EI 값에 편차가 발생함을 알 수 있다. 따라서 테넥스 스텐트와 같이 비대칭 구조로 이루어진 모델의 유연성 특성 평가를 정량화하기 위해서는 하중 방향에 따른 특성을 고려한 평가가 추가 되어야 한다.

한편, 팔마즈 스텐트는 굽힘 강성 EI 는 테넥스 스텐트에 비해 매우 큰 값을 보이는데, 이는 연결

구조가 독립적으로 존재하지 않고, 연결구조 부분이 매우 짧다는 구조적 특성에 기인한 것으로 유연성 측면에 있어서 개선이 필요하다.

본 연구를 통해 스텐트의 유연성 평가를 위한 새로운 해석 방법 및 절차를 구축하였고, 스텐트의 구조적 특성에 따른 성능 비교를 통해 향후 새로운 스텐트의 모델을 개발하는데 있어서 스텐트의 성능을 향상시키는데 기여할 수 있을 것이다.

후 기

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

참고문헌

1. Michael JB Kurtryk, Patrick W Serruys, "Coronary Stenting current perspectives", Martin Dunitz, 1999.
2. Schmitz, K. P., Behrend, D., Behrens, P., Schmidt, W., "Comparative Studies of Different Stent Designs", Progress in Biomedical Research, pp52-58, 1999.
3. 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.
4. 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.
5. Dumoulin, C., Cochelin, B., "Mechanical behavior modeling of balloon-expandable stents", Journal of Biomechanics, Vol.33, pp1461-1470, 2000.
6. 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.
7. Colombo, A., Tobis, J., Techniques in Coronary Artery Stenting, Martin Dunitz Ltd., 2000.
8. Gere & Timoshenko, "Mechanics of materials 2nd", pp414-418, 1984.
9. 김한성, 이동찬, 박재형, 신경민, 조남효, "관상동맥용 스텐트의 유한요소해석", 대한의용생체공학회 춘계학술대회 논문집, 제 24 권 제 1 호, pp1-2, 2001.
10. 조승관, 김한성, 탁승제, "대변형을 고려한 스텐트의 유연성 평가방법", 대한의용생체공학회 춘계학술대회 논문집, 2003