

Material Design and Analysis of Coronary Artery Stents

JoongGwon Park, TaeWon Kang, Kee Sung Lee, and Tae-Woo Kim[†]

School of Mechanical and Automotive Engineering, Kookmin University, Seoul 136-702, Korea
(Received June 19, 2007; Accepted July 23, 2007)

관상동맥혈관용 스텐트의 구조해석과 재료설계

박중권 · 강태원 · 이기성 · 김태우[†]

국민대학교 기계자동차공학부
(2007년 6월 19일 접수; 2007년 7월 23일 승인)

ABSTRACT

Stent is a tiny structure made with either ceramic coating and/or bare metal. Being approximately 1~2 mm in diameter, it consists of holes, slots, or void space and is designed to cover entire medical lesions. Stent implantation into patients' arteries has been practiced for a little more than a decade in order to widen the blocked artery. The adoption of the stent has significantly improved the efficacy when compared with the previous medical practice by balloon angioplasty alone. Yet better biomedical performance of the stent is being demanded in order to eliminate the still existing problem of artery restenosis, which means the artery becomes narrowed again. Recent literature survey shows researches on ceramic coatings onto the stent surface, or material design to improve the mechanical response of the stent. This study focuses more on the material design and mechanical analysis. The results showed that the void configuration within the stent affects the mechanical response significantly. The rectangular shape was found to yield expansion at a relatively lower pressure than the elliptical slot for a slotted tube stent. The present results, when combined with research on coating at the stent surface, may provide stents with improved bio-medical performance.

Key words : Stent, Finite element, Material design, Ceramic coating, Stainless steel

1. 서 론

사람이 질환으로 사망하는 원인을 분석하면 각종 암에 의한 요인이 가장 많으며 그 다음 많은 요인이 심장 및 혈관 질환으로 알려지고 있다.¹⁾ 최근 미국에서는 한 해 평균 약 50만명이나 급작스런 원인으로 사망하는데 많은 비율이 심혈관 시스템과 관련이 있다.²⁾ 우리나라 소방방재본부의 2006년 통계에 의하면 고혈압/심장질환과 관련한 응급구조가 전체 구조의 약 70%에 달한다. 따라서, 삶의 질 향상과 생명연장/질환치료의 목적을 위하여 심혈관 관련된 연구가 중요하게 지적되고 있으며,³⁾ 특히 소재/부품에 대한 재료 또는 설계측면의 연구가 요구되고 있다.

심근경색, 협심증, 고혈압 등이 혈관질환으로 분류되며 혈관내부의 벽에 고지방성 물질의 누적으로 인하여 혈관이 좁아짐에 기인한다.⁴⁾ 부분적으로 막히거나 좁아진 혈관의 직경을 넓혀주기 위하여 20여년전에는 풍선만을 사용하였다. 풍선확장술로 넓혀진 혈관이 시간경과에 따라 다시 좁아지는 확률을 줄이기위하여 그물망 형상의 스텐

트를 삽입하는 방법이 치료방법 중의 하나로 발전되었다. 스텐트는 용이한 인체내 삽입과 반경방향으로 2배이상 팽창하기 때문에 연성의 금속으로만 제조되어 왔으나, 스텐트 표면의 특성을 개선시키기 위하여 세라믹 재료의 효용성에 대한 연구가 많이 진행되고 있다. 그러나, 스텐트를 팽창 시킬 때, 스텐트의 표면과 접촉되는 혈관내벽에 과도한 하중이 가해지게되면 혈관 벽에 손상을 주어서 그 손상된 생체부위의 조직이 새로이 성장되면서 넓혀졌던 혈관이 다시 좁아져서 재협착이 발생한다. 따라서, 반경방향으로는 용이하게 팽창되지만 과도한 응력이 발생되지 않는 스텐트 형상에 대한 설계가 기본 요건이다.

더욱이, 최근에는 스텐트의 표면에 작은 나노기공 구조로 약물을 코팅한 후 서서히 약물이 방출되게 하여 질환 부분이 지속적으로 약물치료되게 하거나, 재협착물을 더욱 감소시키려는 등의 목적으로 스텐트 표면에 코팅을 하는 연구가 중요하게 인식되고 있다. 다양한 형상과 표면에서의 재료조건에 따라 스텐트의 응답특성이 상이하다.⁵⁾ 따라서, 특정한 디자인 조건하에서 코팅변화에 따라 연구되거나, 또는 역으로 일정한 재료조건하에서 디자인변경의 영향이 병행적으로 연구되어야 한다.

2003년에는 비정질의 탄화규소 세라믹⁶⁾이 스테인리스강(316L)으로 제조된 2종류의 구멍난 튜브형상 스텐트에

[†]Corresponding author : Tae-Woo Kim
E-mail : twkim@kookmin.ac.kr
Tel : +82-2-910-4678 Fax : +82-2-910-4655

코팅되어 효용성이 비교될 수 있음이 보고된 바 있다. Gerickens 연구팀⁷⁾은 나노기술의 알루미늄 세라믹을 약물 전달체로 사용한 연구에서 세라믹 코팅의 안전성과 실행 가능성을 보고하였다. 산화이리듐(IRO_x) 세라믹⁸⁾은 생체 적합성이 높고 화학반응이 작기 때문에 스텐트의 표면에 코팅된 후, 코팅되지 않은 동일한 형상의 스텐트와 돼지 동맥내에서 실험평가되었으며 재협착의 원인이 감소됨을 보고하였다. Windecker 연구팀⁹⁾은 티타늄-질화-산화물을 스텐트리스 스텐트에 코팅하여 코팅의 유용한 효능을 보고하였다. 스텐트자체가 내식성이 강한 스텐트리스 강이나 니켈-크롬강 등으로 널리 제조되는데, 제조과정에서 표면이 오염되거나 니켈, 크롬, 몰리브덴 성분 등에 알레르기 반응이 있는 환자는 염증을 수반하여 혈관이 다시 좁아지는 원인이 되기 때문에 티타늄-질화-산화물(TINO_x) 세라믹의 코팅가능성¹⁰⁾ 연구가 보고되었다. 한편, Maguire 연구팀은 카본(DLC)코팅¹¹⁾에 대한 연구를 하였으며, Huang 연구팀¹²⁾은 Ti-O/Ti-N 코팅을, 그리고 Liu 연구팀¹³⁾은 스텐트용 스텐트리스 강위에 TiN와 TaN 세라믹 코팅에 대한 결과를 보고하였다. 이와 같이 세라믹재료를 사용하여 코팅 연구가 수행되고 있는데, 이러한 코팅연구와 함께 코팅조건이 일정할 때의 스텐트 변형을 포함하는 기계적 응답해석이 동반되어야 스텐트 전체에 대한 효용성이 높아 질 수 있다.

한편, 스텐트는 크기가 작아서 제조가 쉽지않을 뿐 아니라 팽창을 쉽게 하기 위하여 만드는 구멍(슬롯)의 형상에 따라 일일이 시편을 제조하여 실험적 평가를 수행함이 용이하지 않기 때문에, 스텐트에 대한 기계적 특성을 컴퓨터 시뮬레이션을 사용하여 추정하는 연구가 필요하다. 스텐트의 설계측면 연구를 요약하면 다음과 같다. 이탈리아의 Migliavacca 연구팀¹⁴⁾은 2002년 유한요소기법(FEM)을 이용한 구조해석을 하였다. 원통길이방향으로 빈 공간(구멍)있는 튜브형 스텐트에 대한 다양한 변형 및 응력해석 결과를 보고하였다. 영국의 Chua(2002년)연구팀¹⁵⁾은 FEM을 이용하여 Migliavacca 연구팀¹⁴⁾의 연구에서 사용된 것과 같은, 원통길이방향으로 빈공간(구멍)있는 스텐트에 대한 다양한 결과를 보고하였으며, 특히 스텐트 내부의 압력증가에 따라 스텐트에 발생하는 응력변화, 변위의 변화를 분석하였다. 또한, Chua 연구팀¹⁶⁾은 직사각형 슬롯의 튜브 스텐트에 대하여 유한요소해석으로 결과를 보고하였다.

본 연구에서는 문헌에 알려지고 있는 직사각형 구멍난 튜브형상을 기초로 하여, 튜브 내의 슬롯 형상과 슬롯 수를 변화시킴에 따라 스텐트 구조에 대한 기계적 응답특성을 유한요소기법(FEM)을 사용하여 수행하였다. 빈 공간이 원주방향으로 상호 연결되지 않는 구조인 슬롯튜브형 스텐트에 대한 해석을 하여 슬롯의 형상변화에 따른 기계적 특성을 분석하였다. 이와 같은 연구는 스텐트 구

조에 발생하는 응력분포의 변화는 응력집중현상을 변화시키기 때문에 중요하다고 말할 수 있으며, 또한 스텐트의 표면에 코팅된 재료가 벗겨지거나 과도한 응력으로 균열이 발생되지 않기 위하여서도 스텐트 자체에 대한 적절한 해석과 설계과정은 중요하다.

2. 해석 절차

2.1. 재료

스텐트 재료는 316L 스텐트리스 스틸로 가정하였다. 탄성계수는 190 GPa, 포아송비 0.3, 항복강도는 315 MPa, 극한강도는 616 MPa로 가정하였다. 탄소성 해석을 위한 소성영역의 물성치는 Ramberg-Osgood의 식¹⁷⁾을 이용하여 계산하였다.

2.2. 스텐트 구조

스텐트는 내부 압력을 받아서 용이하게 반경방향으로 팽창되기 위하여, 원주 및 원통의 길이방향으로 빈 공간이 있는 구조이어야 한다. 문헌에 알려지고 있는 일반적 형상의 스텐트는 크게 2가지 형태로 구분될 수 있다. 빈공간이 원주방향으로 상호 연결되지 않는 폐쇄형 구조인 슬롯튜브형 스텐트 구조와 인접한 빈공간이 상호연결된 개방형 구조의 셀/링크 형 스텐트로 구분될 수 있는데, 본 연구에서는 폐쇄형 구조에 대한 연구결과를 요약하였다. 전형적인 튜브형 스텐트는 직사각형 구멍의 스텐트를 기준하여, 동일한 표면적을 설계제한 조건으로 하고 타원형의 구멍으로 변환하여 각각의 모델을 C-1, C-2 스텐트로 정의하였다.

해석을 위한 C-1, C-2 스텐트의 2차원 형상은 Fig. 1에 있다. C-1과 C-2의 슬롯부분은 각각 사각형과 타원형이다. C-1의 슬롯형태는 스텐트의 전형적인 형상이다. 두 개의 모델은 반지름은 약 0.7 mm이며 원통방향의 전체 길이(L)는 8.06 mm로 길이/반지름의 비가 10배 이상이 된다. 슬롯의 총 개수는 30개이다. 3차원 모델링 프로그램을 사용하여 2차원을 만들고, 다시 3차원 형상을 만들었다. 모델

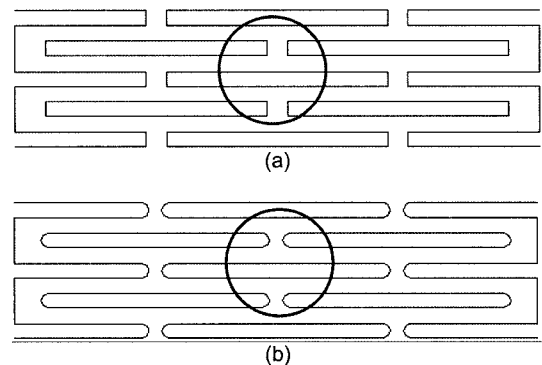


Fig. 1. Plane views of stent (a) C-1 and (b) C-2.

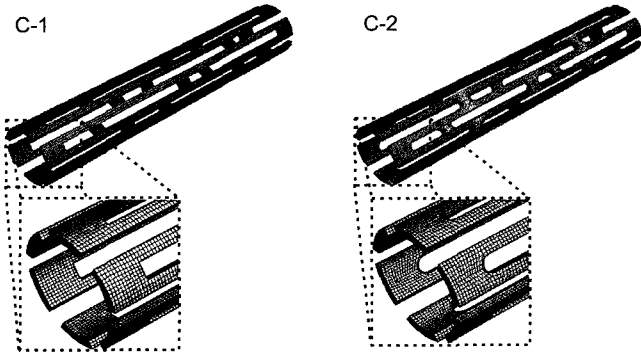


Fig. 2. Typical mesh configuration for C-1 and C-2.

링은 CATIA V5를 사용하였으며, 해석 작업은 상용 유한 요소프로그램인 ABAQUS¹⁸⁾를 사용하였다.

내부에 압력을 가하여 원통의 중심을 기준으로 회전을 구속하기 위해 θ 방향으로는 고정하고, 반경방향으로 균일한 팽창을 시키기 위해 좌표계는 원통좌표계(r, θ, z)를 사용하였다. 일반적으로 풍선 확장식 스텐트는 원래 직경의 2배 이상 팽창하므로 대 변형 및 탄-소성 해석이 요구된다. 또한 스텐트는 내부의 풍선에 의해서 확장되며 구조에 따라 5~10 atm의 압력을 받아 팽창되는 것으로 알려져 있다. 엄밀하게는 풍선 자체를 스텐트 내에 모델링하여 접촉에 의한 압력 전달을 해석하여야 하나, 궁극적으로 스텐트에 전달되는 기계적인 압력으로 풍선을 대신할 수 있다고 문헌에 보고된 바 있다.

Fig. 1과 2는 두 가지 스텐트 모델(C-1, C-2)의 2차원, 즉 펼쳐진 평면에서의 형상과 3차원 형상이 나타나있다. Fig. 3은 3차원 해석의 수렴에 용이함을 위하여 두 가지 스텐트 모델 모두 8-노드 6면체 요소로 나눈 그림이다. 2차원 형상을 모델링하여 3차원 형상을 만들었다. 본 연구

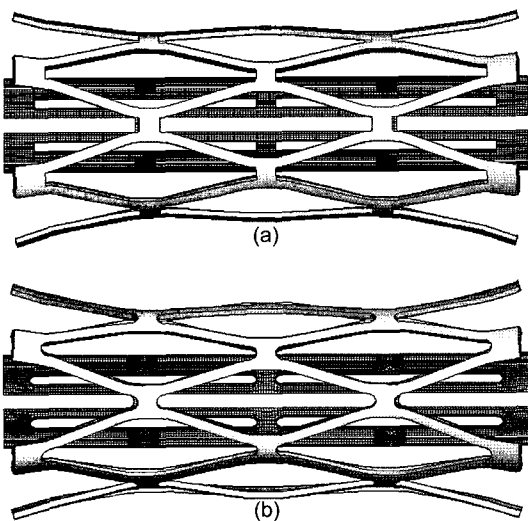


Fig. 3. Expanded shape with internal pressure (a) C-1 stent and (b) C-2 stent.

에서는 풍선에서 스텐트 안지름 면에 균일한 내부 압력이 가하여 최종적으로 동일한 반경으로 팽창되는 것으로 계산하였다. 또한 본 연구에서는 스텐트 튜브 표면에서 슬롯의 수를 24개, 32개, 40개, 48개로 증가시키면서 표면적 비, 최대응력, 및 최대처짐을 구하여 슬롯이 없는 중공원통과 비교하여 슬롯의 수가 기계적 거동에 미치는 영향에 대한 연구를 수행하였다.

3. 결과 및 고찰

3차원 폐쇄형 스텐트 모델 2개 모두 내부 면에 압력이 가해졌을 때 θ 방향으로 회전구속, r 방향으로 균일한 팽창을 시키기 위해 원통좌표계를 사용하였다. 스텐트는 원래 형상의 2배 이상으로 확장되어 막힌 혈관의 지름을 넓히는 것으로 알려지고 있다. 본 연구에서는 0.7 mm 반지름의 스텐트가 2배로 팽창할 때까지 압력을 가하였다. Fig. 3은 반지름을 2배까지 팽창시켰을 때의 두 스텐트의 팽창 전과 팽창 후의 모습이다.(팽창전의 모습을 중앙 안쪽에 도시하였음) Fig. 3에서 보듯이, 폐쇄형 스텐트는 팽창 후 형상변화가 개 뼈(Dog bone) 형태처럼 양 끝이 블록하게 팽창한다. 그리고 양 끝에 있는 셀 부분은 끝부분에 연결된 슬롯이 없기 때문에 가운데 보다 양 끝이 더 많이 벌어지는 현상이 발생한다. 이렇게 되면 좁아진 혈관에 삽입하여 팽창시켰을 때, 스텐트 양 끝 부분이 접촉되는 혈관부분에 손상을 줄 수 있다. 그렇게 되면 손상을 입은 혈관에 지방성 찌꺼기가 협착 되어 일정 시간이 지나면 다시 재 협착이 발생할 수 있는 것으로 보고되고 있다. 스텐트의 형상구조에 따라 팽창변위의 크기와 최종변형 형상의 특징이 상이해지며, 따라서 향후 스텐트의 요구조건을 반영한 구조설계가 요구된다.

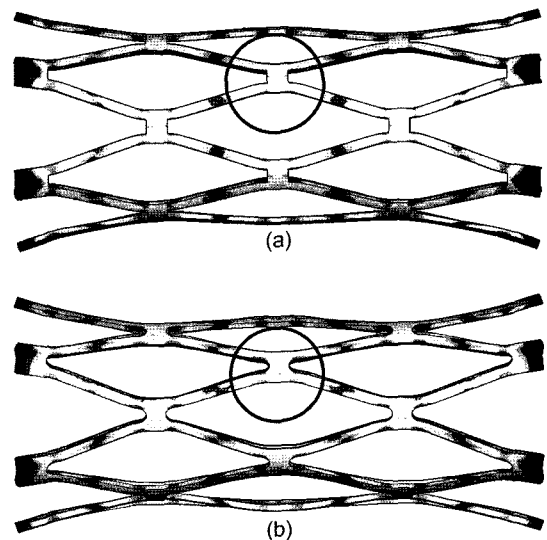


Fig. 4. Von Mises Stress distribution of (a) C-1 stent and (b) C-2 stent with internal pressure.

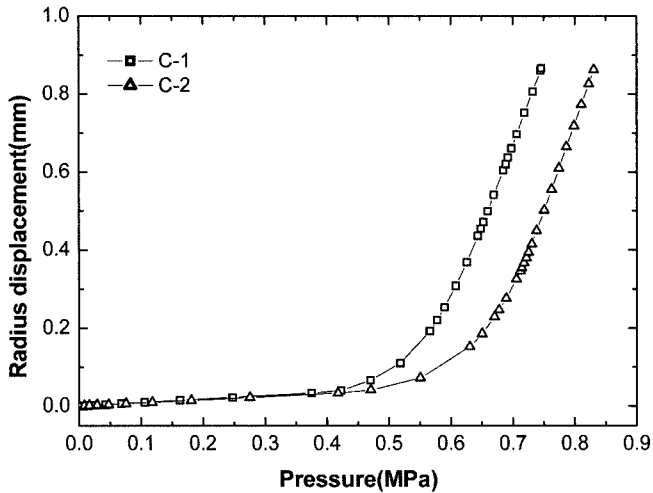


Fig. 5. Radial displacements of C-1 and C-2 stents with internal pressure.

Fig. 4는 두 스텐트가 팽창된 후의 Von Mises 응력 분포를 나타낸다. 응력분포 형상은 두 스텐트에 대하여 유사하게 발생되었으며, 최대응력의 발생위치는 슬롯의 코너부분이었다. 코너부분에서 응력집중에 의한 파손이 발생되기 때문에 설계를 적절히 하여야 한다. 한편, 원으로 표시된 슬롯(구멍)에서의 변형형상이 상이하게 관찰되었다. C-1과 C-2 모두 반지름을 원래의 2배로 팽창시키기 위해 필요한 압력은 서로 다른 것으로 해석되었다. C-1에서 더 적은 압력으로 최종 반지름에 도달하였으며 그 이유는 타원형인 C-2보다 슬롯 부분이 사각형이라서 이 부분에서 효과적인 굽힘모멘트의 전달이 가능하며, 상대적으로 적은 압력으로도 원하는 반지름까지 팽창시킬 수 있다는 것을 알 수 있다.

Fig. 5는 C-1과 C-2 모델의 반지름이 각각 1.5 mm가 될 때까지의 각 모델 스텐트의 반경방향의 변위 변화를 나

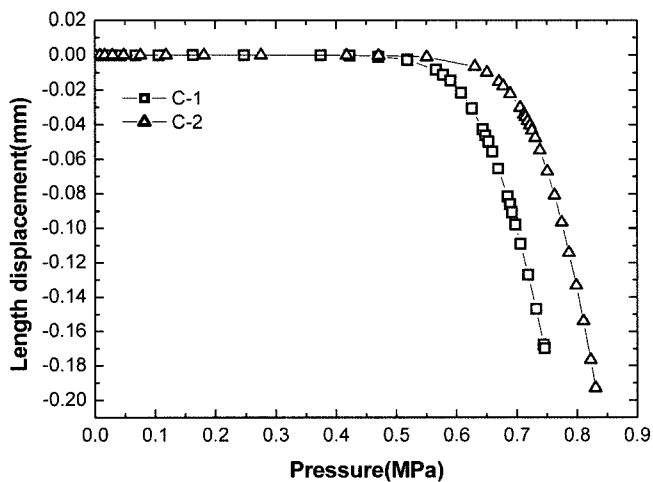


Fig. 6. Axial displacements of C-1 and C-2 stents with internal pressure.

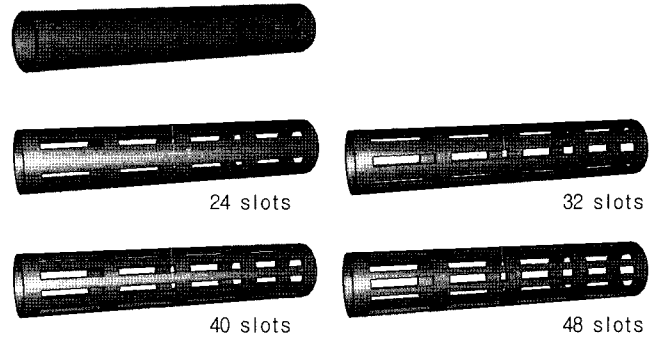


Fig. 7. Tube configurations with number of slots.

타낸다. 두 모델 모두 압력이 0.4 MPa 정도부터 소성변형이 발생하여 급격한 변위가 발생하였다. 압력이 0.75 MPa 정도일 때, C-1의 반지름 변위는 약 0.9 mm가 되지만, C-2의 반지름 변위는 0.5 mm 정도이다. C-1의 슬롯은 사각형이고, C-2의 슬롯은 타원형이다. 그래서 C-1의 슬롯의 구조변화에 따라 반지름 변위도 더 크다는 것을 알 수 있었다. 따라서 더 적은 압력으로도 사각형 슬롯부분을 가진 C-1을 원하는 반지름까지 팽창시킬 수 있다.

Fig. 6은 내압을 적용시켰을 때, C-1과 C-2의 길이방향 변위이다. 내압을 적용시켜 팽창시킨 후, 다시 압력을 제거하였을 때의 길이 변화를 나타내며, 길이방향 수축률은 거의 비슷하였다. C-2에서 양 끝 부분이 좀 더 팽창되는 것을 알 수 있었으며, 따라서, 양 끝 부분이 가운데 부분보다 더 올라가서 길이방향 변위가 더 발생하였다.

Fig. 7은 스텐트의 슬롯(구멍)의 수를 증가함에 따른 모델의 종류를 나타내며, Fig. 8은 슬롯수의 증가에 따른 면적비, 응력, 변위의 비를 계산한 결과이다. 스텐트에 슬롯이 전혀 없는 경우의 값을 기준으로 비교한 그래프인 Fig. 8에 의하면, 발생하는 변형의 증가정도는 면적비의 감소보다 훨씬 급격하게 증가하게 나타났다. 또한, 변위

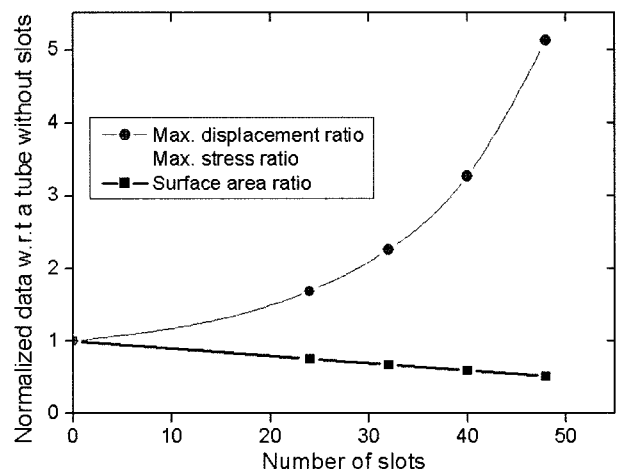


Fig. 8. Comparison of mechanical response with the surface area as a function of total number of slots in tube slotted stent.

가 크고 유연한 스텐트를 얻기위하여 슬롯의 수를 증가하면 역으로 스텐트 표면적이 과다하게 감소할 수 있기 때문에, 표면적에서 코팅을 통한 약물전달이 불리할 수 있다. 따라서, 스텐트의 용이한 팽창을 위하여 슬롯의 수를 과다하게 증가시키는 것보다 슬롯(구멍)의 형태의 변형과 분포를 조절하여 용이한 팽창과 과다하지 않은 변형 및 응력의 발생이 가능하도록 하는 스텐트에 대한 설계연구가 필요하다.

고지방성 물질누적 등의 원인으로 내부가 좁아진 혈관 질환의 치료를 위하여 종래에는 풍선확장술, 또는 관상동맥 우회술이 주된 치료법으로 알려져 왔다. 의학과 공학의 발전으로 인하여, 관상동맥용 스텐트의 사용이 일반적으로 선택되는 치료법이 되고 있다.¹⁹⁾ 또한, 최근에는 순수한 금속면 스텐트에서의 혈관확장 및 혈관지지기능을 더 개선시키기 위하여 스텐트 표면에 약물코팅을 하여 혈관벽에 약물을 전달하는 약물방출형 스텐트에 대한 연구가 진행되고 있다. 금속만으로 구성된 스텐트의 표면에 세라믹스 코팅의 중요성이 부각되고 있기때문에, 코팅을 포함한 재료선정, 제조기법, 재료구조/특성, 설계부분의 다양한 학문분야에서의 융/복합 연구¹⁹⁾로 스텐트의 성능이 개선될 수 있을 것이다.

4. 요약 및 결론

본 논문에서는 폐쇄형 스텐트의 슬롯 부분의 형상 변화에 따른 기계적 응답특성을 평가하였다. 그 결과, 타원형상보다는 직사각형 슬롯일 때 더 작은 압력으로 원하는 반지름까지 팽창시킬 수 있음을 발견하였다. 그러나, 직사각형 슬롯의 스텐트가 길이방향으로는 동일압력에서 더 많아 수축되는 것으로 나타났다. 따라서, 반경방향 팽창은 용이하면서, 길이방향의 수축은 최소한으로 되는 스텐트의 형상에 대한 설계가 향후 더 연구되어야 한다고 하겠다.

스텐트의 슬롯(구멍)형상을 직사각형으로 제한하고 슬롯의 수를 증가함에 따라 발생하는 변형은 면적비의 감소보다 훨씬 급격하게 증가하게 나타났다. 따라서, 용이한 팽창을 위하여 슬롯의 수를 과다하게 증가시키는 것보다 슬롯(구멍)의 형태의 변형과 분포를 조절하여 용이한 팽창과 과다하지 않은 변형, 응력의 발생이 가능한 스텐트에 대한 설계연구가 필요하다.

스텐트에 대한 전체 효용성을 증가시키기 위하여, 스텐트 구조에 대한 해석 뿐 아니라, 코팅의 적용에 대한 연구도 향후 병행되어야 한다.

Acknowledgments

이 논문은 2005년 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한

국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임(KRF-2005-042-D00004).

REFERENCES

1. A. D. Callow, "Cariovascular Disease 2005-the Global Picture," *Vascular Pharmacology*, **45** 302-07 (2006).
2. C. L. Athanasuleas, G. D. Buckberg, B. S. Allen, F. Beyersdorf, and M. M. Kirsh, "Sudden Cardiac Death: Directing the Scope of Resuscitation Towards the Heart and Brain," *Resuscitation*, **70** 44-51 (2006).
3. J. A. Suwaidi and P. B. Berger, "Do Stents Reduce Mortality Compared with Balloon Angioplasty? A Cirtical Review of all the Evidence," *Am. Heart J.*, **150** [1] 7-10 (2005).
4. D. L. Fischman, M. B. Leon, and D. S. Baim, "A Randomized Comparison of Coronary Stent Placement and Balloon Angioplasty in the Treatment of Coronary Artery Disease," *N. Engl. J. Med.*, **331** 496-501 (1994).
5. R. Hoffmann, G. Mintz, P. K. Haager, T. Bozoglu, E. Grube, M. Gross, C. Beythien, H. Mudra, J. Dahl, and P. Hanrath, "Relation of Stent Design and Stent Surface Material and to Subsequent in Stent Intimal Hyperplasia in Coronary Arteries Determined by Intravascular Ultrasound," *The American J. of Cardiology*, **89** 12 (2002).
6. M. Unverdorben, B. Sippel, R. Degenhardt, K. Sattler, R. Fries, B. Abt, E. Wagner, H. Koeher, G. Daemgen, M. Scholz, H. Ibrahim, K. Tews, B. Hennen, H. Berthold, and C. Vallbracht, "Comparison of a Silicon Carbide Coated Stent versus a Noncoated Stent in Human Beings: The Tenax versus Nir Stent Study's Long-term Outcome," *Am. Heart J.*, **145** 4 G1-G8 (2003).
7. U. Gerckens, L. Buellesfeld, D. Horstkotte, R. Mueller, M. Staberock, G. Sellbach, T. Schmidt, and E. Grube, "Evaluation of a Tacrolimus-Eluting Coronary Stent with Nanoporous Ceramic Coating in Treatment of Native Coronary Artery Lesions," *Angiography and interventional cardiology*, **41** [6] 7A (2003).
8. C. D. Mario, E. Grube, Y. Nisanci, N. Reifart, A. Colombo, J. Rodermann, R. Muller, S. Ulmman, F. Liistro, M. Montorfano, and E. Alt, "MOONLIGHT: a Controlled Registry of an Iridium Oxide coated Stent with Angiographic Follow-up," *Int. J. Cardiology*, **95** 329-31 (2004).
9. S. Windecker, R. Simon, M. Lins, V. Klauss, F. R. Eberli, M. Roffi, G. Pedrazzini, T. Moccetti, P. Wenaweser, M. Togni, D. Tüller, R. Zbinden, C. Seiler, J. Mehilli, A. Kastrati, B. Meier, and O. M. Hess, "Randomized Comparison of a Titanium-Nitride-Oxide-coated Stent with a Stainless steel Stent for coronary Revascularizations: The TiNOX Trial," *ACC Current J. Review*, **14** [9] 43 (2005).
10. M. Mosseri, I. Tamari, M. Plich, Y. Hasin, M. Brizines, A. Frimerman, H. Miller, J. Jafari, V. Guetta, M. Solomon, and C. Lotan, "Short and Long Term Outcome of the Titanium-NO stent Registry," *Cardiovascular Revascularization Medicine*, **6** 2-6 (2005).
11. P. D. Maguire, J. A. McLaughlin, T. I. T. Okpalugo, P. Lemoine, P. Papakonstantinou, E. T. McAdams, M. Needham, A.

- A. Ogwu, M. Ball, and G. A. Abbas, "Mechanical Stability, Corrosion Performance and Bioresponse of Amorphous Diamond-Like Carbon for Medical Stents and Guidewires," *Diamond Related Materials*, **14** 1277-88 (2005).
12. N. Huang, Y. X. Leng, P. Yang, J. Y. Chen, H. Sun, J. Wang, G. J. Wan, A. S. Zhao, and P. D. Ding, "Surface Modification of Coronary Artery Stent by Ti-O/Ti-N Complex Film Coating Prepared with Plasma Immersion Ion Implantation and Deposition," *Nuclear Inst. Methods in Phys. Research B*, **242** 18-21 (2006).
13. C. L. Liu, P. K. Chu, G. Q. Lin, and M. Qi, "Anti-corrosion Characteristics of Nitride-coated AISI 316L Stainless steel Coronary Stent," *Surface & coating Technology*, **201** 2802-06 (2006).
14. F. Migliavacca, L. Petrini, M. Colombo, F. Auricchio, and R. Pietravissa, "Mechanical Behavior of Coronary Stents Investigated through the Finite Element Method," *J. Biomechanics*, **35** 803-811 (2002).
15. N. David Chua, B. J. MacDonald, and M. S. J. Hashmi, "Finite Element Simulation of Stent Expansion," *J. of Materials Processing Technology*, **120** 335-40 (2002).
16. S. N. D. Chua, B. J. MacDonald, M. S. J. Hashmi, Effects of Varying Slotted Stent Geometry on its Expansion Behaviour using Finite Element Method, *J. of Mat. Processing Technology*, **156** 1764-71 (2004).
17. KIM, J. R. Rasmussen, 2001, "Full-range Stress-Strain Curves for Stainless Steel Alloys," *J. Constuctional Steel Research*, **59**, 1 47-61 (2003).
18. ABAQUS user's manual, HKS, U.S.A. (2006).
19. H. M. Burt and W. L. Hunter, "Drug-eluting Stents: A Multidisciplinary Success Story," *Adv. Drug Delivery Review*, **58** 350-7 (2006).