

유한요소법을 이용한 나이티놀 와이어 스텐트의 전산모사 실험 데이터 검증

*가톨릭대학교 의과대학 의공학교실, †(주)엠아이텍 중재의학연구소,
‡경희대학교 의학전문대학원 방사선종양학교실

김진영* · 정원균* · 전동민* · 신일균† · 김한기† · 신동오‡ · 김상호* · 서태석*

최근 스텐트 시술의 수학적 분석은 스텐트의 위치와 기계적인 반응을 측정하는 여러 가지 틀이 개발됨에 따라 발전하고 있다. 그러나 기존의 연구의 경우, 전산모사 실험을 통해 여러 요소에 따른 변형 정도 및 응력 분포, 팽창력 등과 같은 성능평가에 대한 연구가 주류를 이루며 전산모사 실험을 통한 응력 분포 및 변형 정도에 대한 소프트웨어의 검증은 거의 없는 실정이다. 따라서 본 연구에서는 만능재료 시험기를 이용한 실험을 통해 얻은 결과와 전산모사 실험 결과의 유의성 검증을 통해 해당 전산 모사용 소프트웨어를 통한 전산모사 실험 결과에 신뢰성을 부여하였다. 또한 이를 토대로 전산모사 실험을 통해 스텐트 피막 유무에 따른 스텐트의 응력분포를 분석하고자 하였다. 본 연구에서는 전산모사 실험 데이터와 실제 인장 시험 데이터를 통한 유의성 검증을 하고자 하였다. 스텐트의 연결 부분에 대해 유한요소 해석법을 적용하여 전산모사 실험을 수행한 결과, 178.93 MPa의 최대응력으로 인장시험 결과인 184.23 MPa와 거의 유사한 값을 가졌으며, 이를 통해 인장시험 결과와 전산모사 결과가 유의성을 가짐을 검증할 수 있었다. 또한 피막 유무에 따른 스텐트의 전산모사 실험을 통해 피막에서는 접촉부, 나이티놀에서는 연결부에서 최대 응력이 발생함을 알 수 있었다. 그리고 피막이 있는 경우에는 피막의 장력으로 인해 연결부에서 형상을 유지하고 있으나 피막이 없는 경우에는 이격 및 교차부에서 슬립이 발생함을 알 수 있었다. 이러한 결과들을 통해 스텐트 설계 초기에 있어 해당 전산모사용 소프트웨어를 통해 해석을 수행하여 그에 따른 해석 결과를 설계에 반영함으로써 설계 변경을 최소화할 수 있고, 이에 따라 양질의 설계 품질 확보가 가능할 것으로 사료된다.

중심단어: 스텐트, 전산모사 실험, 유한요소 해석법, 인장 시험, 나이티놀

서 론

오늘날 식생활의 변화와 운동부족 등을 이유로 동맥 경화와 같은 혈관성 질환이 점차 늘어나고 있으며, 이에 따라 혈관 또는 비혈관이 좁아지거나 막히는 경우가 증가하고 있다. 이에 대한 치료로서 혈관 성형술, 스텐트(Stent) 삽입술 등이 있으며, 일반적으로 혈관 성형술에 비해 높은 성공률을 보이는 스텐트 삽입술이 주로 시술된다. 스텐트란 인체 내 혈관 또는 비혈관에 물리적인 지지를 제공하기 위해 사용되는 관내 삽입 장치로서 관내 흐름을 정상화 시키는

데 사용되는 의료용 기기이다.¹⁻³⁾

스텐트는 적용 부위에 따라 혈관용 스텐트와 비혈관용 스텐트로 나뉜다. 그리고 팽창 방법에 따라 스텐트 내부에 접힌 상태의 풍선이 위치하고 이 풍선에 바람을 넣어 스텐트를 펼쳐 기도를 유지하는 풍선 팽창형 스텐트와 형상 기억합금을 이용한 것으로 외력을 통해 스텐트를 축소시킨 후, 협착 또는 폐쇄 위치에 삽입하여 외력을 해제시키면 원상태로 팽창하면서 기도를 유지하는 자가 팽창형 스텐트 등으로 나뉠 수 있다. 부위에 따라 암조직이 내강을 침범하거나, 음식물 또는 담즙 등이 스텐트 구조물에 침착되는 것을 막기 위해 스텐트 내부에 피막을 삽입할 수도 있다.^{4,5)} 또한, 약을 삽입해서 용해될 수 있는 형태의 스텐트와 같이 차세대 스텐트가 개발되고 있다.⁶⁾

최근 스텐트 시술의 수학적 분석은 이러한 스텐트 개발과 발맞추어 혈관 벽에서 스텐트의 위치와 기계적인 반응을 측정하는 여러 가지 틀이 개발되고 있으며, 스텐트와

본 연구는 중기청 산학연협력 기업부설연구소 업그레이드지원사업 (협약번호: 산기업 08-1-17)의 지원으로 수행되었음.
이 논문은 2009년 7월 30일 접수하여 2009년 9월 14일 채택되었음.
책임저자 : 서태석, 김상호, (137-701) 서울시 서초구 반포동 505
가톨릭대학교 의과대학 의공학교실
Tel: 02)2258-7505, Fax: 02)2258-1779
E-mail: jin0416@catholic.ac.kr

혈관과의 상호작용,^{7,8)} 스텐트 디자인⁹⁾과 관련된 부분이 모델링에 있어 가장 중요한 역할을 하고 있다. 그러나 기존의 연구의 경우, 전산모사 실험을 통한 여러 가지 인자에 따른 변형 정도 및 응력 분포, 팽창력 등과 같은 성능평가에 대한 연구가 주류를 이루며,¹⁰⁻¹³⁾ 전산모사 실험을 통한 응력 분포 및 변형 정도에 대한 소프트웨어 검증은 거의 없는 실정이다. 따라서 본 연구에서는 만능재료 시험기(Universal Testing Machine)를 이용한 실험을 통해 얻은 결과와 전산모사 실험결과와의 유의성 검증을 통해 해당 전산모사용 소프트웨어를 통한 전산모사 실험 결과에 신뢰성을 확인하고자 하였다. 또한, 이를 토대로 전산모사 실험을 통해 스텐트 피막 유무에 따른 스텐트의 응력분포를 분석하고자 하였다.¹⁴⁾

재료 및 방법

1. 스텐트의 물성 및 디자인

현재 상용화된 자가 팽창형 스텐트의 한 종류인 하나로담도 스텐트(HANARO STENT biliary stent, M.I.Tech, Korea)를 모델링하여 전산모사 실험 데이터를 구하였다. 스텐트 재질은 Ti-Ni계 형상기억합금이며 재료 물질의 특성 및 치수는 Table 1과 같다.¹⁵⁾ 스텐트 구조는 하나의 긴 와이어를 뜨개질 하듯이 엮어서 만든 구조체로 Fig. 1과 같으며, 이를 토대로 실제 실험에 사용된 스텐트의 디자인은 Fig. 2와 같다.

해당 스텐트 구조에서 실제 응력을 제일 많이 받는 부분은 고리이므로 해당 부분과 동일한 형태로 만능재료 시험기(Lloyd LRX-Plus, Lloyd instruments Ltd, England)를 사용하여 실제 나이티놀(Nitinol)에서 받는 응력을 구하였다.

Table 1. Mechanical properties of nitinol wire.

Modulus of Elasticity (GPa)	Ultimate tensile strength (MPa)	Poisson ratio	Diameter (mm)
20	1,240	0.3	0.203

2. 전산모사 실험결과와 실제 인장시험 결과를 통한 유의성 검증

본 실험에서는 연결 고리 부분에서 최대 응력을 받는 것을 감안하여 해당 부분에 대해 유한요소 해석법을 적용하였다. 전산모사 실험결과값을 얻기 위해 SolidWorks (Solidworks Corp., USA)을 이용하여 형상 모델링을 수행하였고 모델링한 내용은 Fig. 3과 같다.¹⁶⁾ 또한 NASTRAN FX (MIDASIT Inc., Korea)을 통해 3차원 유한요소 모델 생성 및 최대응력을 분석하였다. Fig. 4는 실제 만능재료 시험기를 이용하여 전산모사 실험과 동일한 형태로 실험하는 과정을 보여준다. 전산모사 실험에 사용된 나이티놀의 물성은 실제 만능재료 시험기를 이용하여 실험한 나이티놀과 동일하다. 전산모사 실험을 위한 모델 경계 조건은 각 단부를 고정 조건으로 구속되며, 하중은 상단부에 Z 방향 변위 하중을 주어 파괴가 일어날 때까지 하중을 적용하였으며, 이때의 최대응력을 측정하여 전산모사 실험의 결과값과 만능재료 시험기를 이용한 결과값의 비교를 통해 유의성을 검증하고자 하였다.



Fig. 2. Design and construction type of stent.

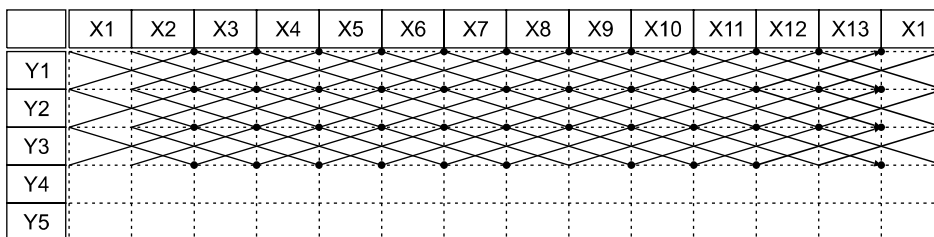


Fig. 1. Shape of stent constructed by braided wire.

3. 피막 유무에 따른 스텐트의 전산모사 실험

본 실험에서는 유한요소 해석법을 이용하여 스텐트 각각의 전산모사 실험의 결과를 얻기 위해 SolidWorks (Solidworks, Corp., USA)을 이용하여 형상 모델링을 수행하였고 NASTRAN FX(MIDASIT, Inc., Korea)을 통해 3차원 유한요소 모델 생성 및 최대응력을 분석하였다. 각각의 전산모사 실험에 사용된 물성은 Table 2와 같으며 형상 모델링은 Fig. 5와 같다.¹⁵⁾ 각 단부는 고정 조건으로 구속되며 하중은 Fig. 6과 같이 상단부의 파트에 Z 방향 변위 하중을 초당 4 mm로 2초간 적용하였다.

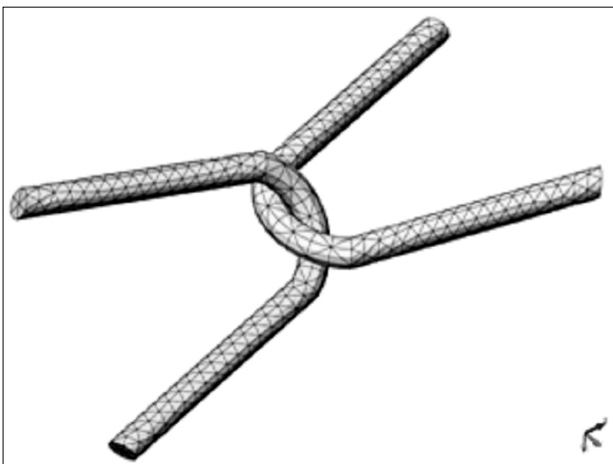


Fig. 3. 3D meshed models of the nitinol wire.

결 과

1. 전산모사 실험 데이터와 실제 인장 시험 데이터를 통한 유의성 검증

Fig. 7과 같이 전산모사 실험을 통해 얻어진 값으로부터 접촉 부분과 접촉 바깥부분에서 응력이 많이 발생함을 알

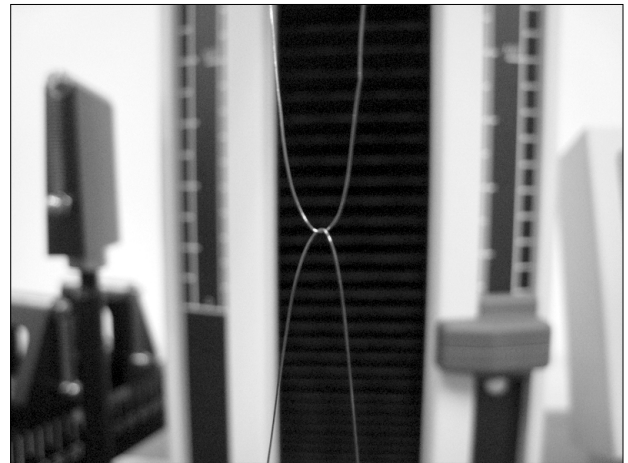


Fig. 4. Stress test of the nitinol wire using UTM (Universal Testing Machine).

Table 2. Mechanical properties of biliary stent modeling.

Stent	Strain (%)	Modulus of elasticity (GPa)	Density (g/cm ³)	Tensile strength (MPa)
Nitinol	8	20	6.45	1,240
Silicon	525	2.05	1.16	9.0

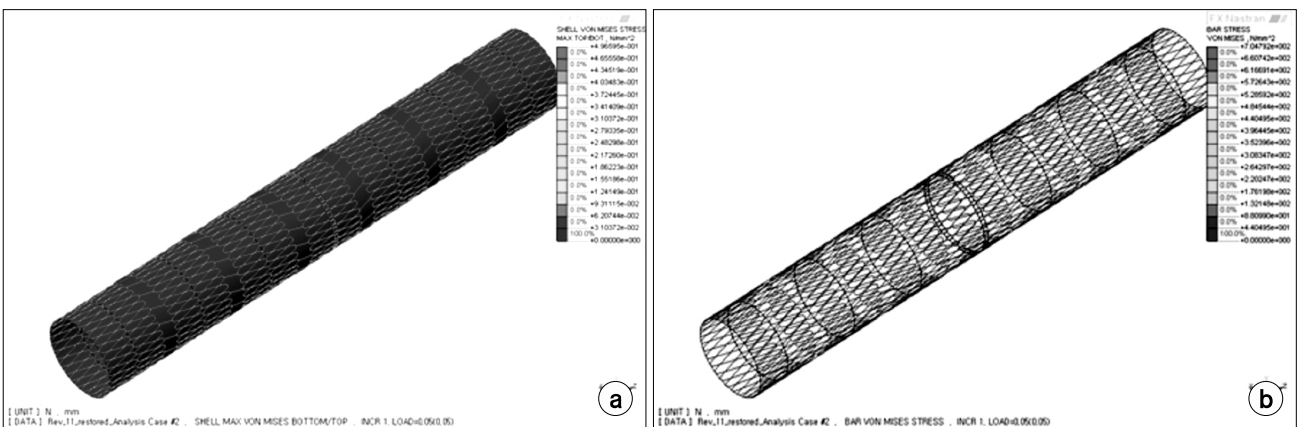


Fig. 5. (a) 3D meshed models of the biliary stent with silicon, and (b) without silicon.

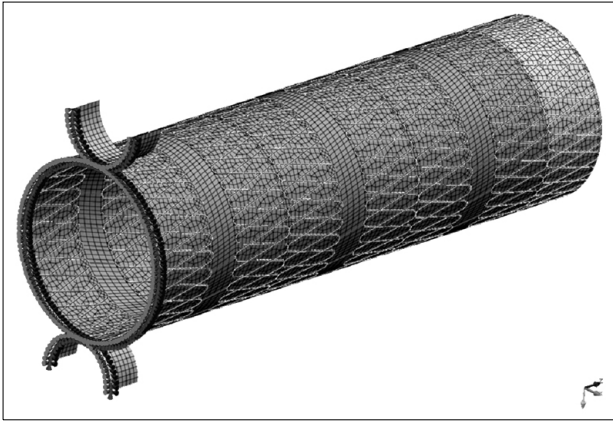


Fig. 6. Finite element models of the biliary stent with displacement load of 4 mm.

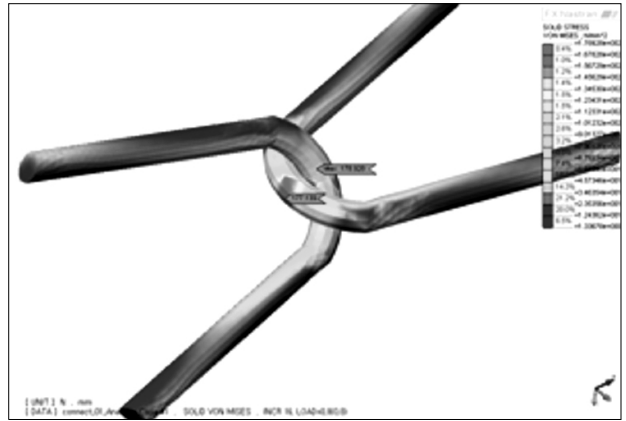


Fig. 7. Distribution of Von Mises stress in the nitinol wire.

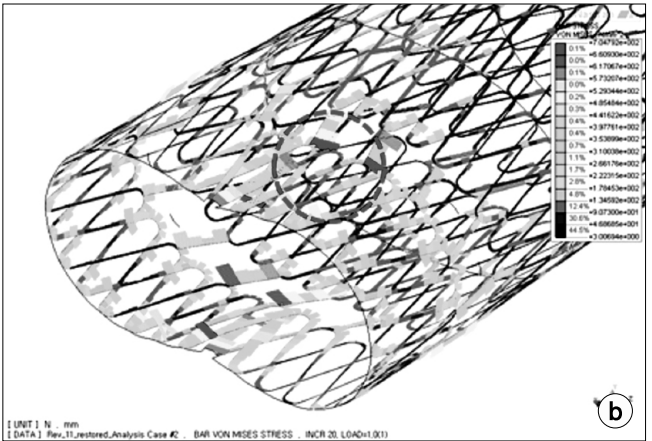
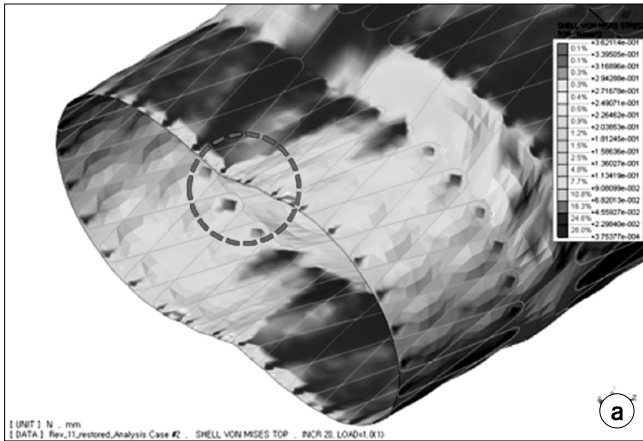


Fig. 8. (a) Distribution of Von Mises stress in the biliary stent with silicon, and (b) without silicon.

수 있다. 접촉 부분에서 최대 178.93 MPa의 응력을 가졌고 접촉 바깥부분에서는 인장력에 의해 177.14 MPa가 발생하였다. 만능재료 시험기를 이용하여 측정한 응력값은 최대 184.23 MPa이었다.

2. 피막 유무에 따른 스텐트의 전산모사 실험

Fig. 8은 피막형 스텐트와 피막이 없는 스텐트의 전산모사 실험 결과를 보여준다. 피막형의 스텐트의 경우, 나이티놀 부분의 응력은 피막이 없는 스텐트의 나이티놀에서의 응력과 거의 동일하므로 피막부분에서 받는 응력을 전산모사하였으며, 그림에서 원으로 표시한 부분에서 최대응력이 발생하였다. 그림에서와 같이 피막부분에서는 접촉부분에서 최대응력 0.36 MPa가 발생하는 것을 알 수 있고, 나이티놀 부분에서는 연결부에서 최대응력 707.79 MPa가 발생함

을 알 수 있었다. 또한 피막이 있는 경우에는 피막의 장력으로 인해 연결부분에서 형상을 유지하고 있으나, 피막이 없는 경우에는 연결부 이격 및 교차부 슬립이 발생함을 알 수 있었다.

고찰 및 결론

기존의 연구들은 전산모사를 통해 스텐트에 걸리는 부하에 따른 영향,¹¹⁾ 스텐트 디자인에 따라 협착에 미치는 영향²⁾ 등 전산모사 실험에 대한 결과를 검토하고 있으나 이러한 전산모사에 대한 신뢰성 검증은 이루어지지 않았다.

이에 본 연구에서는 스텐트의 실제 응력특성과 전산모사 실험을 수행하여 얻은 결과를 통해 해당 전산모사 소프트웨어의 결과의 신뢰성을 검증하였으며, 피막이 있는 스텐

트와 피막이 없는 스텐트의 전산 모사를 통해 스텐트 설계 초기에 해석 결과를 설계에 반영하고자 하였다.

전산모사 실험결과와 실제 인장시험 결과를 통한 유의성 검증에는 스텐트 전체 구조에 대한 검증이 아니라, 스텐트 내 한 연결 부위만 테스트한 결과를 사용하였으므로 전체적인 유의성 검증이 아니라는 제약이 있다. 하지만 만능재료 시험기를 이용하여 측정된 데이터의 결과와 전산모사 실험을 통해 얻어진 데이터의 결과가 178.93 MPa와 184.23 MPa의 최대응력으로 그 값이 유사하다는 것을 통해 해당 전산모사용 소프트웨어가 스텐트의 전산모사에 적합하다는 것을 알 수 있었다.

피막 유무에 따른 스텐트의 전산모사 실험에서는 피막과 나이트론에서 받는 응력을 분석하였으며 피막에서는 접촉부, 나이트론에서는 연결부에서 최대 응력이 발생함을 알 수 있었다. 그리고 피막이 있는 경우에는 피막의 장력으로 인해 연결부분에서 형상을 유지하고 있으나 피막이 없는 경우는 연결부 이격 및 교차부 슬립이 발생함을 확인할 수 있었다.

이러한 결과들을 통해 스텐트 설계 초기에 있어 해당 전산모사용 소프트웨어를 이용한 해석을 수행하여 그에 따른 해석 결과를 설계에 반영함으로써 설계 변경을 최소화할 수 있고, 이에 따라 조기에 양질의 설계 품질을 확보 가능할 것으로 사료된다.

향후 전산모사 실험에 있어 피로 수명 및 팽창력 등 스텐트에 영향을 미치는 여러 가지 인자들에 대한 별도의 연구가 필요하며, 이에 대한 추가 연구를 진행할 예정이다.

참 고 문 헌

1. Hedin M: The origin of the word stent. *Acta Radiol* 6:937-939 (1997)
2. Capelli Claudio, Gervaso Francesca, Petrini L, et al: Assessment of tissue prolapse after balloon-expandable stenting: Influence of stent cell geometry. *Med Eng Phys Article* 31: 441-447 (2008)
3. Whitcher FD: Simulation of in vivo loading conditions of Nitinol vascular stent structures. *Computers & Structures* 64:100-101(1997)
4. Harnek J, Zoucas E, Stenram U, Cwikiel W: Insertion of self-expandable nitinol stents without previous balloon angioplasty reduces restenosis compared with PTA prior to stenting. *Cardiovasc Intervent Radiol* 25:430-436 (2002)
5. Morton AC, Crossman D, Gunn J: The influence of physical parameters upon restenosis. *Pathol Biol* 52:196-205 (2004)
6. Ioannis Iakovou, Thomas Schmidt, Erminio Bonizzoni, et al: Incidence, predictors, and outcome of thrombosis after successful implantation of drug-eluting stents. *JAMA* 293:2126-2130 (2005)
7. Schwartz RS, Huber KC, Murphy JG, et al: Restenosis and the proportional neointimal response to coronary artery injury: results in a porcine model. *J Am Coll Cardiol* 19:267-274 (1992)
8. Kornowski R, Hong MK, Tio FO, et al: In-stent restenosis: contributions of inflammatory responses and arterial injury to neointimal hyperplasia. *J Am Coll Cardiol* 31:224-230 (1998)
9. Rogers C, Edelman ER: Endovascular stent design dictates experimental restenosis and thrombosis. *Circulation* 91:2995-3001 (1995)
10. Liang D, Yang D, Qi M, et al: Finite element analysis of the implantation of a balloon-expandable stent in a stenosed artery. *Int J Cardiol* 104:314-318 (2005)
11. SN David Chua, BJ Mac Donald, MSJ Hashmi: Finite-element simulation of stent expansion. *J Mater Process Technol* 120:335-340 (2002)
12. Ling DK, Yang DZ, Qi M, et al: Finite element analysis of the implantation of a balloon-expandable stent in a stenosed artery. *Inter J Cardio* 104:314-318 (2005)
13. Auricchio F, Di Loreto M, Sacco E: Finite-element analysis of a stenotic artery revascularization through a stent insertion. *Comput Methods Biomech Biomed Eng* 4:249-263 (2001)
14. Joshi HB, Chitale SV, Nagarajan M, et al: A prospective randomized single-blind comparison of ureteral stents composed of firm and soft polymer. *J Urol* 174:2303 (2005)
15. Hibbeler RC: *Mechanics of Materials*. 2nd ed. Macmillan, New York, 1994
16. Migliavacca F, Petrini L, Colombo M, Auricchio F, Pietrabissa R: Mechanical behavior of coronary stents investigated through the finite element method. *J Biomech* 35:803-811 (2002)

The Verification of Computer Simulation of Nitinol Wire Stent Using Finite Element Analysis

Jin-Young Kim*, Won-Gyun Jung*, Dong-Min Jeon*, Il-Gyun Shin[†],
Han-Ki Kim[‡], Dong Oh Shin[‡], Sang-Ho Kim*, Tae-Suk Suh*

*Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, The Catholic University of Korea,

[†]Institute of Interventional Medicine, M. I. Tech Co., Lnc,

[‡]Department of Radiation Oncology, School of Medicine, Kyung Hee University, Seoul, Korea

Recently, the mathematical analysis of stent simulation has been improved, with the help of development of various tool which measure mechanical property and location of stent in artery. The most crucial part of the stent modeling is how to design ideal stent and to evaluate the interaction between stent and artery. While there has been great deal of researches on the evaluation of the expansion, stress distribution, deformation of the stent in terms of the various parameters, few verification through computer simulation has been performed about deformation and stress distribution of the stent. In this study, we have produced the corresponding results between experimental test using Universal Testing Machine and computer simulation for the ideal model of stent. Also, we have analyzed and compared stress distribution of stent in the cases of that with membrane and that without membrane. The results of this study would provide minimum change of plan and good quality for ideal stent replacing damaged artery through the analysis using computer simulation in the early stage of stent design.

Key Words: Finite element method, Stent, Computer simulation, Stress test, Nitinol