

풍선확장식 스텐트의 기계적 특성에 대한 유한요소해석

오병기* · 조해용[†] · 김용연**

(2003년 7월 9일 접수, 2004년 5월 28일 심사완료)

Finite Element Analysis of Mechanical Properties of a Balloon-Expandable Stent

Byung-Ki Oh, Hae-Yong Cho and Yong-Yun Kim

Key Words: Balloon-Expandable Stent(풍선확장식 스텐트), Finite Element Analysis(유한요소해석) Stenotic Artery(협착동맥), Surgical Operation(외과수술)

Abstract

A stent is small tube-like structure expanded into stenotic arteries to restore blood flow. The stent expansion behaviors define the effectiveness of the surgical operation. In this paper, finite-element method was employed to analyze expansion behaviors and fatigue life of a typical diamond-shaped balloon-expandable stent. Beyond safety considerations, this type of analysis provides mechanical properties that are often difficult to obtain by experiments. Mechanical properties of the stent expansion pressure, radial recoil, longitudinal recoil and foreshortening were simulated using commercial FEM code, ANSYS and fatigue life were estimated using NISAI ENDURE. The FEM results showed that the pressures necessary to expand the stent up to a diameter of 3mm, 4mm and 5mm were 0.75MPa, 0.82MPa and 0.97MPa. The fatigue lifes according to expansion diameter were 114×10^7 cycles, 714×10^6 cycles and 163×10^6 cycles. As a result, a finite element model used in this study can simulate expansion behaviors of stents and should be useful to design new stents or analyze actual stents.

기호설명

E_0 : 초기 탄성계수

$E_{0.2}$: 항복점(0.2% 옴셋)에서의 탄성계수

m : 실험지수

n : 응력-변형률곡선의 변형률 지수

N_f : 피로수명

ϵ : 변형률

$\epsilon_{0.2}$: 항복점(0.2% 옴셋)에서의 변형률

ϵ_u : 극한 인장강도에서의 변형률

σ : 응력

$\sigma_{0.2}$: 항복(0.2% 옴셋)응력

σ_m : 평균응력

σ_u : 극한 인장강도

[†] 책임저자, 회원, 충북대학교 기계공학부

E-mail : hycho@cbucc.chungbuk.ac.kr

TEL : (043)261-2464 FAX : (043)263-2448

* 충북대학교 대학원

** 회원, 충북대학교 기계공학부

1. 서론

스텐트란 혈관 벽에 생기는 지방성 물질인 plaque에 의해 혈관이 막히는 것을 막기 위해 고안된 것으로 좁아지거나 막힌 부위에 삽입된 후

전개되는 금속재질의 장치이다. 혈관 속의 플라크(plaque)는 혈액의 이동에 영향을 미치게 되며, 만일 이를 방치하면 동맥경화증으로 발전되거나 혈류를 감소시켜 심장병까지 초래할 수 있다.⁽¹⁾ 스텐트 시술은 그동안 행해졌던 수술에 의한 방법보다 간편하며, 또한 전신마취에 의한 부담을 줄일 수 있고, 성공률도 높아 세계적으로 널리 이용되고 있다.

스텐트는 크게 풍선확장식(Balloon-Expandable)과 자가확장식(Self-Expandable)으로 나눌 수 있으며 설치 장구나 질병에 따라서 선택적으로 사용되고 있다. 재질은 풍선확장식의 경우는 보통 316L 스테인리스강을 사용하고, 자가 확장식의 경우는 Nitinol(Ni-Ti합금)을 사용한다. 뛰어난 인장강도를 갖고 있는 316L 스테인리스강은 내식성이 강하고, Nitinol은 일정온도 이상에서 원형으로 돌아오는 형상기억의 성질을 가진 생체재료이다.⁽²⁾

대표적인 풍선확장식 스텐트로 Palmaz-Schatz 스텐트를 들 수 있다. 이 장치는 처음에는 1985년 Palmaz에 의해서 스테인리스강으로 만든 작은 관(tube)에 구멍을 낸 상태로 고안되어 장골, 담즙, 신장동맥 협착증에 사용되었고, 나중에 Schatz에 의해서 중심부위에 연결부(bridging strut)를 갖게 되면서 유연성을 갖는 모형으로 개선되어 관상동맥 협착증의 시술에 사용되어졌다.^(3,4) 이 Palmaz-Schatz 스텐트는 현재 Bx Velocity (Cordis) 스텐트에 자리를 넘겨졌지만,⁽⁵⁾ 새로 개발되는 풍선확장 스텐트들의 비교기준으로 활용되면서 계속적인 발전을 이르고 있다.

Fig. 1은 스텐트 시술과정을 나타낸 것으로, (a)와 같이 스텐트를 혈관에 삽입한 뒤 (b) nominal 압력을 준 뒤 풍선의 압력을 증가시키면서 여러 번의 시행착오를 거쳐 (c)와 같이 팽창된 상태가 된다. 시술과정에서 정확한 팽창변위를 예측하지 못하면 시행착오로 인해 시술시간이 낭비되고 환자는 흉부의 통증을 느끼게 된다. 또한 지나친 고압을 사용했을 경우에는 새로운 내막의 성장과 후기 손실(late loss)을 가져오게 되어 재협착률을 높이게 된다.⁽⁶⁾ 따라서 압력에 대한 직경의 변화를 정확히 예측할 필요가 있다.

실제로 유럽의 관 스텐트 허가기준인 European standard EN 12006-3은 생리적 조건하에서 10년간 실시한 피로 시험 결과와 함께 팽창시 나타나는 변형과 탄성회복량, 길이변화량 등의 유한요소 해석을 요구하고 있다.⁽⁷⁾ 이러한 문제들을 위해

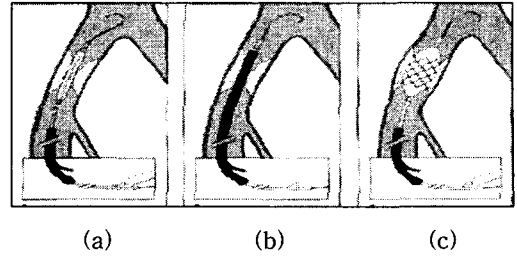


Fig. 1 Process of stent operation

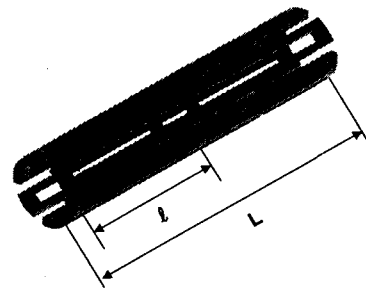


Fig. 2 Palmaz-Schatz stent (PS-154)

지난 수십 년간 스텐트에 대한 디자인의 발전과 더불어 그 팽창거동에 대한 유한요소해석이 크게 발전했다. Rieu⁽⁸⁾ 등이 두 갈래로 갈라지는 관 모델에 있어서의 유동특성을 연구했으며, Oh⁽⁹⁾ 등이 풍선 팽창시 응력상태를 해석하였으며, Dumoulin⁽¹⁰⁾ 등이 스텐트의 기계적 특성을 연구했고, Auricchio⁽¹¹⁾ 등은 스텐트와 혈관사이의 상호작용을 연구했다. 또한 Chua⁽¹⁾ 등은 스텐트 확장시 압력에 대한 직경의 변화를 외연적방법(explicit method)으로 해석하였다. 그러나 아직까지 국내에서는 풍선확장 스텐트의 기계적 특성에 대한 연구는 미진한 상태이다.

따라서 본 논문에서는 스텐트 팽창의 거동과 팽창 후 발생하는 탄성회복량 등을 상용 유한요소 프로그램인 ANSYS를 이용하여 해석하고, 시술 후 혈관의 반복하중에 의한 피로수명을 NISAI ENDURE를 이용하여 해석하였다.

2. 유한요소해석

2.1 FEM 모델링

팽창 및 피로해석을 위한 스텐트는 Fig. 2와 같은 길이(L)가 8.06mm, 직경이 1.37mm, 두께가 0.1

Table 1 Dimensions of the stent

Category	Stent before expansion
Number of slots	36
Metal surface area	15.22mm ²
Total surface area	34.82mm ²
Outer diameter of the stent	1.47mm
Inner diameter of the stent	1.27mm
Length of stent (L)	8.06mm

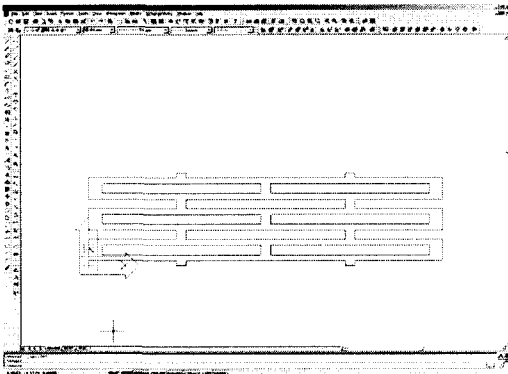


Fig. 3 Design of the PS-154 stent on AutoCAD

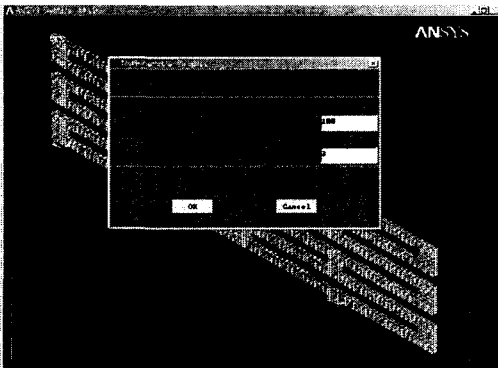


Fig. 4 Mapping program using APDL

mm, 구멍길이(*l*)가 2.88mm인 Palmaz-Schatz stent (PS-154) 모델을 채택하였고, 상세규격은 Table 1에 나타내었다.

FEM 모델은 AutoCAD를 이용하여 Fig. 3과 같이 스텐트의 평면형상을 설계하고 이를 IGES 파일로 변환하여 ANSYS로 옮긴 후 2차원 메쉬를 생성시켰으며, APDL(Ansys Parametric Design

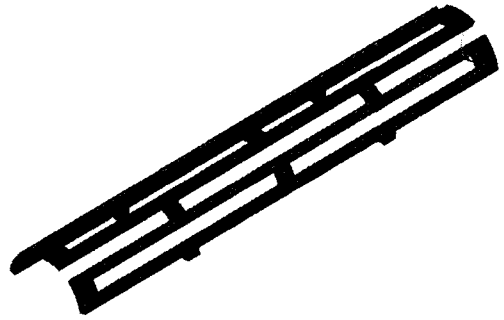


Fig. 5 Three-dimensional model of half of the stent

Table 2 Material constants for the 316L stainless steel

0.2% proof strain $\epsilon_{0.2}$	0.00366
Ultimate tensile strain ϵ_u	0.51
0.2% proof stress $\sigma_{0.2}$	316MPa
Ultimate tensile strength σ_u	616MPa
0.2% modulus $E_{0.2}$	24GPa
n	5.88
m	2.8

Language)을 이용하여 만든 Fig. 4 프로그램을 이용하여 원통좌표계로 회전 변환시켜 Fig. 5와 같이 최종 3차원 모델을 완성하였다.

유한요소모델은 총 10263개의 절점과 5568개의 요소로 구성되어 있으며, 8절점 솔리드요소(Solid 45)를 사용하였다.

2.2 재료 모델

PS154 스텐트는 316L 스테인리스강을 사용하여 제작되었으며, 탄소성 해석을 위한 물성치는 다음과 같다. 영률은 190GPa, 푸아송비는 0.3을 사용하였고, 소성영역내의 물성치는 아래의 수정된 Ramberg-Osgood의 식 (1)을 사용하였다.⁽¹²⁾

$$\epsilon = \begin{cases} \frac{\sigma}{E_0} + 0.002 \left(\frac{\sigma}{\sigma_{0.2}} \right)^n & \text{for } \sigma \leq \sigma_{0.2} \\ \frac{\sigma - \sigma_{0.2}}{E_{0.2}} + \epsilon_v \left(\frac{\sigma - \sigma_{0.2}}{\sigma_u - \sigma_{0.2}} \right)^m + \epsilon_{0.2} & \text{for } \sigma > \sigma_{0.2} \end{cases} \quad (1)$$

식 (1)에 Table 2의 값을 이용하여 Fig. 6과 같은 응력-변형률곡선을 얻을 수 있었으며, 이 데이터와 von Mises 항복조건을 이용하여 탄소성 유한요소해석을 하였다.

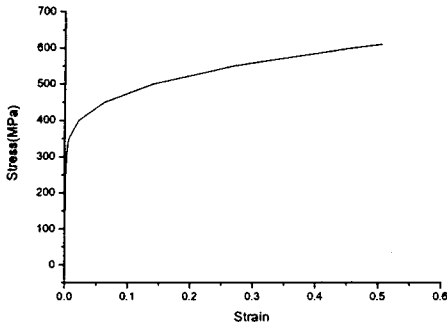


Fig. 6 Stress-strain curve of 316L stainless steel

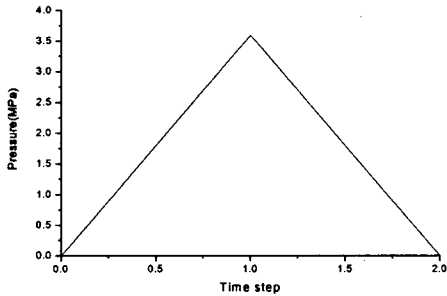


Fig. 7 Loading condition of nonlinear static analysis

2.3 응력해석

PS154 스텐트의 대칭형상을 고려하여 1/2모델만 해석을 하였다. 대칭면 상의 절점에 대칭 경계조건을 적용하고, 내면에 압력으로 하중을 적용하여 팽창해석을 하였다. 스텐트의 팽창은 풍선압력에 의한 대변형과 이에 따른 소성변형을 동반하고, 풍선을 제거하면 탄성회복에 의한 길이방향의 치수변화가 발생하므로 스텐트의 거동을 해석할 수 있는 하중조건이 입력이 중요하다.

초기에 10MPa의 내압으로 비선형 해석을 수행하여 PS-154 스텐트의 평균 사용범위인 3mm까지 팽창했을 때의 내압을 계산하였다. 그리고 다시 이 내압을 Fig. 7에서처럼 time step 1까지의 구간에서 스텐트에 가하여 팽창을 시키고, time step 2까지 구간에서는 이를 제거하여 하중의 적용시점부터 제거시점까지의 스텐트 거동을 해석하였다.

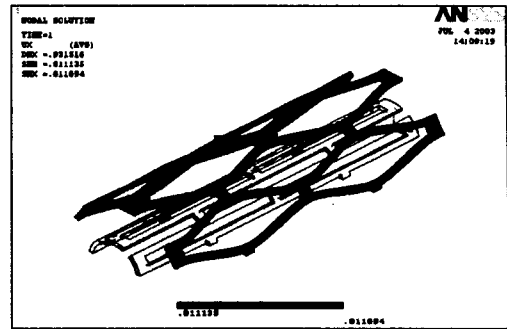


Fig. 8 Deformed shape of the stent

2.4 피로해석

스텐트는 혈관에 삽입된 후 심장의 주기적인 수축과 확장으로 생기는 혈압에 의한 수축기압(systolic pressure)과 확장기압(diastolic pressure)의 차에 의해 반복적인 하중을 받게 된다. 또한 수술 시 혈관손상에 의해 내막이 증식하여 스텐트를 둘러싸기 때문에 반복하중 하에서 피로파괴가 발생하면 스텐트를 제거하기는 거의 불가능하다. 그러므로 유럽 관 스텐트 허가 기준에 의하면 스텐트는 혈관내의 생리적 조건하에서 최소 10년간(400×10⁶ cycles)의 피로수명을 확보하여야 한다. 최근 외국에서는 피로수명 예측에 유한요소법을 적용한 연구가 발표되고 있으며, Martin⁽¹³⁾은 스텐트 팽창 후 바깥표면에 100mmHg의 압력을 적용하여 피로해석을 수행하고, 실험을 통하여 피로 해석 결과를 검증하였다. 본 연구에서 팽창해석 결과를 이용하여 팽창된 후의 스텐트 형상에 대한 절점과 요소를 만들고, 혈관에서의 생체적인 압력 ΔP=100mmHg가 모두 스텐트에 전달된다고 가정하여 스텐트 외부표면에 이 압력을 적용하여 피로해석을 하였다.

3. 결과 및 고찰

3.1 팽창해석 결과

대칭면의 절점들에 대해 대칭 경계조건을 적용하여 내압에 따라 스텐트가 반경방향으로 팽창될 수 있도록 하여, Fig. 8과 같이 다이아몬드 형태의 팽창된 결과를 얻을 수 있었다. 팽창변위에서 소성변형에 의한 과단이 일어나지 않는 조건을 확인하기위해 해석결과의 등가소성변형률과 소재인 316L의 최대인장변형률 0.51⁽¹³⁾과 비교하였다.

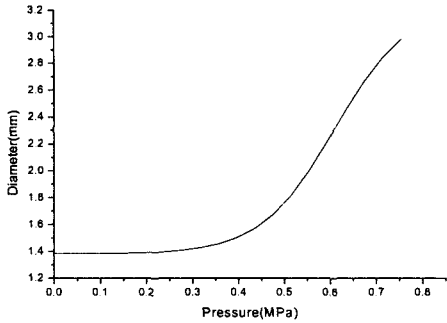
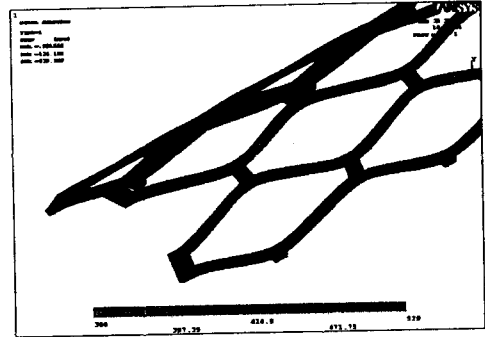


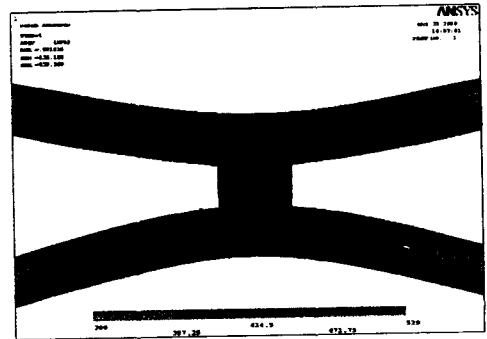
Fig. 9 Expanded diameter of stent under internal pressure

PS154스텐트의 팽창에 사용되는 풍선의 종류는 팽창압력에 따른 직경이 거의 일정한 non-compliance로 팽창 전 스텐트를 삽입하는 카테터에 말아져 있어 초기 팽창 시부터 최종 팽창직경에 해당하는 면적에 압력이 가해지고 이 압력은 전부 스텐트로 전달된다고 가정하였다. 탄소성 해석 시 내벽에 가한 압력은 위와 같은 조건을 고려하지 않은 압력이므로, 스텐트와 풍선이 차지하는 면적비를 이 압력에 적용함으로써 풍선에 의한 스텐트 팽창압력을 구하였다. Fig. 9는 풍선에 의해 스텐트 직경을 3mm로 팽창시키는데 필요한 압력의 변화를 나타내고 있다. 스텐트의 직경을 3mm로 팽창시키는데 필요한 압력은 0.75MPa(≒7.6atm)이며, 이 결과는 Finet 등⁽¹⁴⁾이 생리적 조건하에서 실시한 실험결과와 0.8MPa과 유사하였다.

Fig. 10(a)는 time step 1에서 3.6MPa의 내압을 적용시켜 3mm까지 팽창했을 때의 von Mises 응력분포이고 Fig. 10(b)는 스텐트 연결부(Bridging strut)의 von Mises 응력분포로, 이 부분에서 529.6MPa의 최대응력이 발생하였다. Fig. 11은 5mm 팽창했을 때의 등가소성변형률 분포로 소성변형이 가장 큰 연결부의 최대값은 0.432로 316L의 최대인장변형 0.51과 비교하면 작은 값으로 5mm까지 팽창 시 파단이 일어나지 않는다는 것을 알 수 있다. 내압이 증가함에 따라 스텐트 연결부 부근에 응력이 집중되고, 이 부분이 변형되면서 반경방향으로의 팽창과 함께 길이방향으로도 길이감소(foreshortening)가 발생하게 된다. 즉, time step 1까지 해석을 완료 했을 때 팽창압력에 따른 반경방향 변위와 길이 변화량을 계산할 수 있다.



(a)



(b)

Fig. 10 von Mises stress of expanded stent up to a diameter of 3mm

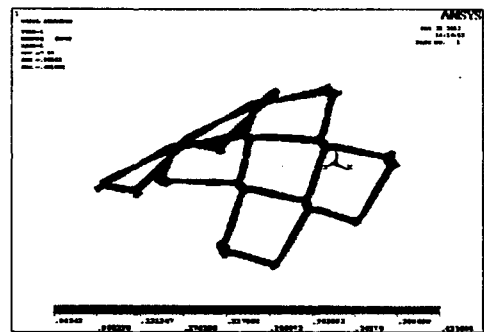


Fig. 11 Equivalent plastic strain of expanded stent up to a diameter of 5mm

스텐트를 3~5mm 팽창시킬 때 필요한 압력과, 팽창 후의 von Mises응력과 등가소성변형률은 Table 3과 같다.

Table 3 Results of stent expansion

Diameter (mm)	Pressure (MPa)	von Mises stress(MPa)	Equivalent plastic strain
3(2.91*)	0.750	529.6	0.247
4(3.93*)	0.824	552.9	0.342
5(4.94*)	0.966	590.2	0.432

* : Diameter after unload

Table 4 A change of length and radius of expanded stent up to a diameter of 3mm

Category	Length (mm)	Radius (mm)
Initial	8.060	0.685
First step (load)	7.732	1.498
Second step (unload)	7.762	1.455
Longitudinal recoil	-0.388%	
Radial recoil	2.87%	
Foreshortening	4.07%	

3.2 스텐트의 기계적 특성

스텐트의 팽창 거동은 강의 탄소성 거동에 기초를 두고 있으므로, 팽창 후 하중을 제거하면 탄성회복으로 인해 늘어났던 직경은 줄어들고, 줄어들었던 길이는 일부 늘어나게 된다. 스텐트의 기계적 특성은 협착 상태에 따라 삽입할 스텐트의 치수를 결정하는데 중요한 데이터로 사용된다. 내압으로 팽창시킨 스텐트는 time step 2에서 내압이 0이 될 때까지 하중을 제거하여 탄성회복에 따른 longitudinal recoil, radial recoil 그리고 foreshortening과 같은 스텐트의 기계적 특성을 식 (2)⁽¹⁵⁾를 이용하여 계산하였고, 3mm 팽창시 계산 결과는 Table 4와 같다.

$$\text{Longitudinal recoil} = \frac{L_{\text{load}} - L_{\text{unload}}}{L_{\text{load}}}$$

$$\text{Radial recoil} = \frac{R_{\text{load}} - R_{\text{unload}}}{R_{\text{load}}} \quad (2)$$

$$\text{Foreshortening} = \frac{L - L_{\text{load}}}{L}$$

Fig. 12는 팽창직경 변화에 따른 radial recoil로 팽창직경에 증가함에 따라 2.87%에서 1.2%로 감소하였다. 이는 소성영역이 점차 증가하고 스텐트의 구조가 완전한 다이아몬드 형태로 바뀌면서 구조적으로 안정되어 반경방향으로의 탄성회복량이 줄어들었기 때문인 것으로 판단된다.

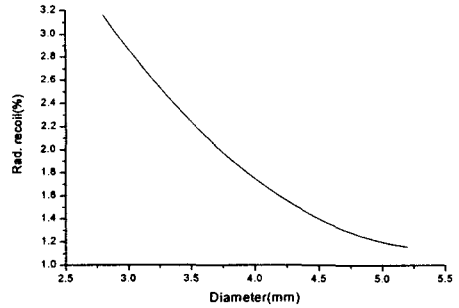


Fig. 12 Radial recoil with expanded diameter

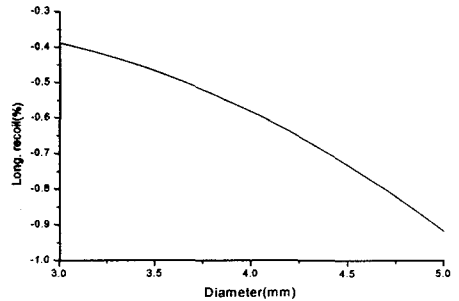


Fig. 13 Longitudinal recoil with expanded diameter

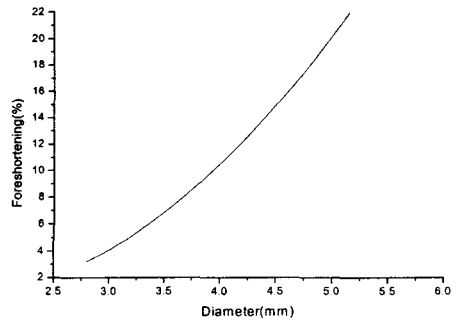


Fig. 14 Foreshortening with expanded diameter

Fig. 13은 longitudinal recoil 결과이며 팽창직경에 따라 -0.39%에서 -0.92%로 radial recoil과는 반대로 증가하였다. 스텐트는 구조상 반경증가에 대한 길이 감소율이 급격히 증가하므로, 하중상태의 길이에 대한 회복량도 상대적으로 증가하는 것으로 판단된다.

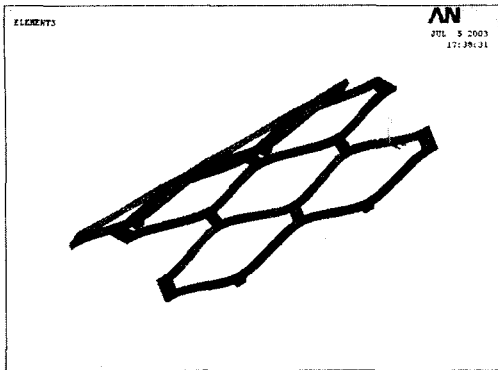


Fig. 15 Updated FE-model of stent after expansion

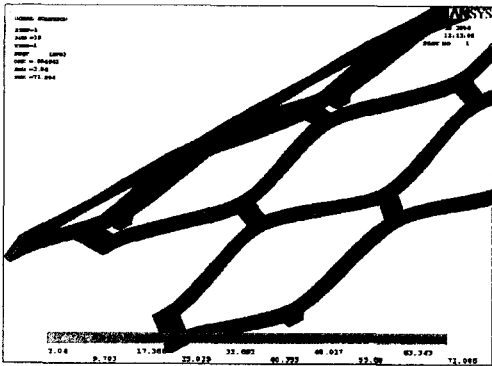


Fig. 16 von Mises stress by external pressure

Fig. 14는 foreshortening결과로 팽창직경이 증가함에 따라 4.07%에서 20.2%까지 급격히 증가하게 된다. 스텐트의 반경방향과 길이방향 탄성회복 거동은 본 연구에서 사용된 스텐트와 같은 형태인 P308 Palmaz-Schatz 스텐트에 관한 Dumoulin⁽¹⁰⁾의 해석결과와 일치하였다.

3.3 피로해석 결과

하중 제거 후 탄성 회복된 해석 결과를 APDL (Ansys Parametric Design Language)을 이용하여 변형된 절점좌표와 요소정보를 추출하여 Fig. 15의 최종스텐트 형상에 대한 유한요소 모델을 만들었다.

Fig. 16은 3mm 팽창 모델에 대해 혈관에서의 생체적인 압력 100mmHg가 스텐트 외벽에 전부 걸

Table 5 Fatigue properties of 316L

Fatigue ductility coefficient	Fatigue ductility exponent	Fatigue strength coefficient	Fatigue strength exponent
ϵ_f'	c	σ_f' (MPa)	b
0.314	-0.46	1366	-0.156

Table 6 Fatigue life of expanded stent

Dia. (mm)	Metallic surface area(%)	von Mises stress(MPa)	Fatigue life N_f (cycles)
2.91	21.4	71	114×10^6
3.93	16.9	75	714×10^6
4.94	15.0	96	163×10^6

달된다고 가정하고 해석한 von Mises응력 분포로 외압에 의해 연결부 코너부분에 응력이 집중되는 것을 볼 수 있다.

피로해석은 von Mises응력을 기준응력으로 사용하여, 수축기압(systolic pressure)시 이 응력이 작용 되고 확장기압(diastolic pressure)시 응력이 0이 되는 half sine형태의 하중이력을 이용하였다. von Mises응력을 사용하여 다축응력상태를 단축응력으로 등가 시키고, 식 (3)의 Morrow의 mean stress correction을 이용하여 강도에 의존하는 단순 거동에 대한 피로수명을 해석하였다. 해석은 상용 피로해석 프로그램인 NISA II ENDURE을 이용하였으며, 사용된 피로 물성값은 Table 5과 같다.

$$\frac{\Delta\epsilon}{2} = \frac{\sigma_f' - \sigma_m}{E} (2N_f)^b + \epsilon_f' (2N_f)^c \quad (3)$$

여기서, $\Delta\epsilon$ 은 저주기피로에서 응력-변형률 히스테리시스 루프의 변형률 폭이고, σ_m 은 평균응력이다.

Table 6은 직경별 피로수명 결과로 직경이 증가할수록 피로수명은 감소하고, 4.04mm 팽창 시 요구수명인 400×10^6 cycles보다 적은 피로수명을 갖는다. 스텐트는 팽창 시 큰 소성변형을 동반하고, 압력제하 후의 잔류응력은 혈관의 반복하중에 의한 피로수명에 큰 영향을 미칠 것으로 판단된다. Table 6의 피로수명은 잔류응력의 영향이 고려되지 않은 결과이며, 따라서 잔류응력을 고려한 피로수명 예측 및 피로시험을 통한 피로수명 예측 모델의 신뢰도 검증이 필요하다.

4. 결 론

본 논문에서는 풍선확장식 스텐트의 기계적 특성을 유한요소법을 이용하여 해석하였으며 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

(1) 개발된 해석 모델을 이용하여 스텐트의 직경을 팽창시키기 위해 필요한 압력을 예측하고, 등가소성변형률과 비교하여 과도 없는 팽창직경을 결정할 수 있을 것이다.

(2) 스텐트 시술 범위인 3~5mm 직경까지의 팽창압력과 탄성 회복률 데이터를 시뮬레이션을 통하여 제시하여 시술시간의 낭비를 줄이고, 환자의 고통 또한 줄일 수 있을 것으로 생각된다.

(3) 피로수명은 팽창직경에 반비례하며, 과도한 팽창은 응력 증가로 인한 피로파괴의 원인으로 나타났다.

(4) 본 연구의 결과는 스텐트 시술 전 협착 진행 상태에 따른 스텐트의 길이 및 팽창압력 선택에 있어서 도움을 줄 수 있을 것이며, 새로운 스텐트의 개발이나 현재 사용 중인 다른 형태의 스텐트의 기계적 특성을 얻는데 유용할 것으로 판단된다.

참고문헌

- (1) David Chua, S.N., Mac Donald, B.J. and Hashmi, M.S.J., 2002, "Finite-Element Simulation of Stent Expansion," *Journal of Materials Processing Technology*, 120, pp. 335-340.
- (2) Andrew Farb, Allen P. Burke and Renu Virmani, 2001, "Evaluation of Intravascular Stents," *Pathology Case Reviews*, Vol. 6, No. 6, pp. 256-264.
- (3) John P. Cheatham, 2001, "Improved Stents for Pediatric Applications," *Progress in Pediatric Cardiology*, Vol. 14, pp. 95-115.
- (4) Seung-Jung Park and Sung-Wook Park, 1995, "Coronary Stent as Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty," *The Ulsan Univ. Med. J.*, Vol. 4, No. 1, pp. 9-14.
- (5) Antonio Colombo, Goran Stankovic and Jeffrey W. Moses, 2002, "Selection of Coronary Stents," *Journal of American College of Cardiology*, Vol. 40, No. 6, pp. 1021-1033.
- (6) Jin-Hwan Kang, Young-Joo Kwon, Sang-Ho Park, Dae-Hee Han, Sang-Chul Lee, Myung-Ku Kim, Jeong-Duk Byun, Byoung-Jo Choi, Kyu-hyuk Shim, Young-Keun On, Min-Su Hyon and Sung-Koo Kim, 2001, "In Stent Restenosis in Patient with Coronary Artery Disease," *J. Soonchunhyang Med. Coll.*, Vol. 7, No. 2, pp. 345-352.
- (7) European Standard EN12006-3, 1998, Non Active Surgical Implants - Particular Requirements for Cardiac and Vascular Implants - Part 3 : Endovascular devices.
- (8) Rieu, R. and Pelissier, R., 1991, "In Vitro Study of Physiological Type Flow in a Bifurcated Vascular Prosthesis," *Journal of Biomechanics*, Vol. 24, pp. 923-933.
- (9) Oh, S., Kleinberger, M. and McElhaney, J.H., 1994, "Finite-Element Analysis of Balloon Angioplasty," *Medical and Biological Engineering and Computing*, Vol. 32, pp. 108-114.
- (10) Dumoulin, C. and Cochelin, B., 2000, "Mechanical Behavior Modelling of Balloon-Expandable Stents," *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, No. 11, pp. 1461-1466.
- (11) Auricchio, F., Loreto, M. Di and Sacco, E., 2000, "Finite-Element Analysis of a Stenotic Artery Revascularization Through a Stent Insertion," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 00, pp. 1-45.
- (12) KIM, J.R. Rasmussen, 2001, "Full-range Stress-Strain Curves for Stainless Steel Alloys," *The University of Sydney Research Report No R811*, pp. 1-44.
- (13) Martin, H., 2002, "Numerical Investigation into Fatigue-behaviour of Balloon-Expandable Stent," *13h30 Trials in progress/New concepts(Poster session)*.
- (14) Finet, G., Cachard, C., Delachartre, Ph., Maurincomme, E. and J. Beaune, 1998, "Artifacts in Intravascular Ultrasound Imaging During Coronary Artery Stent Implantation," *Ultrasound in Med & Biol.*, Vol. 24, No. 6, pp. 793-802.
- (15) Francesco Migliavacca, Lorenza Petrini, Maurizio Colombo, Ferdinando Auricchio and Riccardo Pietrabissa, 2002, "Mechanical Behavior of Coronary Stents Investigated Through the Finite Element Method," *Journal of Biomechanics*, Vol. 35, No. 6, pp. 803-806.