

시멘트 비접착 인공 고관절의 주대 형상 최적 설계

최돈옥* · 윤용산**

Optimal Design of Stem Shape for Artificial Hip Prosthesis with Unbonded Cement Mantle

Don-Ok Choi and Yong-San Yoon

Key Words : optimal design (최적 설계), artificial hip prosthesis (인공 고관절), unbonded cement (비 접착식 시멘트), finite element analysis (유한 요소 해석), axisymmetric model (축대칭 모델)

Abstract

This study is concerned with the shape optimization of stem for the artificial hip prosthesis with unbonded cement mantle. The artificial hip prosthesis with unbonded cement mantle allows a stem to slip on cement mantle because of polished stem surface. Unbonded cement mantle type has several advantages compared with bonded cement mantle type, for example, small micro motion, preventing stress shielding and so on. In this study, 2-dimensional axisymmetric model was developed with considering characteristics of unbonded cement mantle. Moreover, optimal shape of stem was obtained by using feasible direction method. The objective of this optimization is maximizing supported vertical loading. The slip motion and stresses of stem, cement mantle and bone is used for constraints. The optimal shape which obtained by this study has slope of 0.15 in proximal part and maintains the width about 5mm in distal part. In addition, simplified 3-dimensional analysis which applying optimal shape is carried out. The result of 3-dimensional analysis showed that optimal shape has some advantages for cement mantle stress. However, more realistic 3-dimensional analysis which including bending effect, complex geometries etc. is needed in further research.

기호설명

r _{2~r₇}	: 주대 단면 반지름
δ_{stem}	: 주대의 미끄러짐 양
$\sigma_{\text{stem}}, \sigma_{\text{cement}}, \sigma_{\text{cortical}}$: 각 재질에서의 피로응력
$\sigma_{\text{bone-cement}}, \tau_{\text{bone-cement}}$: 대퇴골과 시멘트 사이의 피로 인장 응력 및 전단 응력
σ_u	: 극한 강도(ultimate strength)
F _{tx} , F _{ty} , F _{tz}	: 각 방향 최대 인장 응력
F _{cx} , F _{cy} , F _{cz}	: 각 방향 최대 압축 응력
F _{syz}	: yz 방향 최대 전단 응력

1. 서 론

인공 고관절 치환술은 대퇴 경부 골절이나 대퇴 골두의 괴사 함몰, 관절 연골의 퇴행성 변화가 심할 경우 시행 되는데 썩거나 파괴되어 골절된 대퇴 골두를 제거하고 대퇴부에 인공 삽입물을 삽입하고 비구부에는 새로운 금속 컵을 넣고 이들 사이에 특수재질의 컵을 넣는 수술 법이다.

이 수술에 사용되는 인공 고관절은 크게 상체측의 골반과 연결되는 비구부(alacetabular) 요소와 하체측의 대퇴부 요소로 구성되고, 대퇴부 요소는 중심부의 주대(stem)와 구멍을 낸 대퇴골, 그리고 그 사이의 공간을 채우는 시멘트 등으로 구성된다. 현재 많이 사용되고 있는 인공 고관절은 크게 시

* 한국과학기술원 기계공학과

** 경희원, 한국과학기술원 기계공학과

멘트 사용방식과 시멘트 비사용 방식이 있고, 시멘트 사용방식은 다시 시멘트 접착식과 비접착식으로 구분할 수 있다. 어느 고정 방식이 우수한지에 관해서는 아직 논란의 여지가 있지만, 임상 결과는 시멘트 비접착식의 경우가 우수한 결과를 보여주고 있다⁽¹⁾. 또한 이런 고정 방식이외에 인공 고관절 주대의 형상에 관해서 아직 명확한 기준이 아직 정립되어 있지 못하고 여러 형태의 인공 고관절이 사용되고 있다. 이에 본 연구에서는 시멘트 비접착식 인공 고관절에 대하여 공학적 해석을 수행한 후 주대의 최적 형상을 찾고자 한다.

인공 고관절계에 대한 이해를 증대 시키고 보다 나은 주대 형상의 설계를 위하여 여러 사람들에게 의해 인공 고관절계의 해석이 이루어졌다. 1972년 Breckelmans 등에 의해 2 차원 평면 응력요소를 사용하여 인공 고관절의 응력해석이 처음 이루어진 후 1990년대에 들어와서는 T. P. Harrigan 등은 주대와 시멘트 사이의 부분적으로 헐거워진 부분을 모델링 하여 해석을 수행하였고⁽²⁾, Verdonschot 등은 인공 고관절계의 파괴과정을 실험과 유한 요소 해석을 통해 설명하고 있다⁽³⁾. Hassan Yildiz 등은 여러 근육에 걸리는 힘까지 고려하여 실제 하중조건에 근사한 모델을 구현하였고⁽⁴⁾, Z. Lu 등은 접촉요소를 사용하였고, creep을 고려하여 유한요소 해석을 수행하였다⁽⁵⁾. 인공 고관절의 설계에 관한 연구는 Kwak 등이 골 시멘트 두께가 인공 고관절계에 미치는 영향을 조사한 적이 있고⁽⁶⁾, Yoon 등은 응력집중을 최소화 할 수 있는 주대형상을 구하였다⁽⁷⁾.

그러나 이러한 연구들은 현재 부각되고 있는 시멘트 비접착식의 특성인 주대와 시멘트 사이의 미끄러짐을 구현하지 못했다. 본 연구에서는 이러한 특성을 고려하여 주대와 시멘트 사이를 접촉요소를 사용하여 모델링 한 후 주대의 최대 수직 하중을 견딜 수 있는 최적 형상을 찾는 것을 목적으로 한다.

2. 유한요소 모델링

2.1 형상 및 물성치

주대의 최적 형상을 찾기 위한 최적 설계를 수행하기 위해서는 유한 요소법을 이용한 인공 고관절계에 대한 해석이 필요하다. 유한 요소법을 사용하여 응력해석을 하기 위해서는 인공 고관절에 대한 적절한 모델링이 선행되어야 한다. 그러나 실제 인공 고관절계의 모델은 사람마다 대퇴골의



Fig.1 Surface Model of 'Standardized Femur'

형상이 동일하지 않고, 뼈의 특성 또한 불균일적이고 이방적이며 점탄성적이어서 모델링 하기 어렵다. 시멘트 중합과정에서 발생되는 열이나 경계면에서의 접촉성질, 외과적 수술의 불균일성 등 또한 모델링의 어려움을 야기시킨다.

위의 모든 사항을 고려하여 모델링 하는 것은 거의 불가능하여 본 연구에서는 가정을 통하여 모델을 구현하였다.

기본적으로 3 차원 형상인 인공 고관절계를 2 차원 축대칭 형태로 단순화 시킨다. 이는 최적 설계 시 유한요소 해석을 반복적으로 수행하게 되므로 유한요소해석 시간을 단축시킬 필요가 있고, 수직 하중만을 고려하고 주대단면의 형상은 고정시키고 주대의 외형만을 고려할 경우 충분히 타당한 가정이라고 생각되어 진다. 대퇴골의 형상은 Rizolli 연구소의 Viceconti M. 등이 개발한 합성 대퇴골의 3-D 표면 모델인 'standardized femur'⁽⁸⁾을 기본으로 하고, 피질성 조직(cortical bone)의 모양은 한국인의 평균치 자료⁽⁹⁾를 이용하여 2 차원 축대칭 모델로 간략화 하여 사용하였다. 'standardized femur'와 대퇴골 피질성 조직의 모습을 각각 Fig.1 과 Fig.2에 나타내었다. 이 형상을 기본으로 골두 부분은 절단하고, 아래 쪽 distal 부분도 주대의 길이를 고

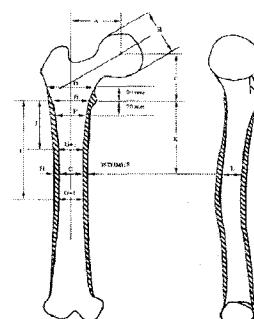


Fig. 2 Shape of cortical bone

Table 1 Material Properties of Artificial Hip Prosthesis System

	Cortical bone	Cancellous bone	Cement	stem
Young's modulus(GPa)	17	0.325	2.2	234.48
Poisson's ratio	0.3	0.29	0.3	0.3
Ultimate Strength(MPa)	140	70	44.63	1600
Fatigue strength(MPa)	30	5	8	700

려하여 골두 절단 부분으로부터 250mm 지점에서 절단한다. 그 후 가운데 부분에 주대가 들어갈 공간을 마련한다. 이 때, 주대 끝단 부분은 미끄러질 수 있도록 10mm 깊이의 공간을 더 두도록 한다.

시멘트 층은 상측 부분은 주대의 형상을 따라 균일하게 3mm 두께를 유지하면서 형성 되도록 모델링하고, 하측 부분은 주대와 피질성 조직 사이에 시멘트로 채워지도록 모델링하였다.

주대의 형상은 연구를 통해 얻고자 하는 목표로써 반복 연산마다 조금씩 바뀌게 된다. 그런데, 2 차원 축대칭 모델로 가정하였으므로 주대 단면의 형상은 고정되어 있고, 외곽선이 바뀌도록 모델링 한다. 그리고, 주대 길이는 150mm로 고정하여 주대 길이가 설계에 영향을 끼치지 못하도록 하였다. 그리고, 주대 최상단은 시멘트 층보다 높게 모델링하여 주대가 미끄러지면서 생기는 응력 집중현상을 줄이도록 하였다.

그리고, 대퇴골, 시멘트, 주대는 해석의 간편화

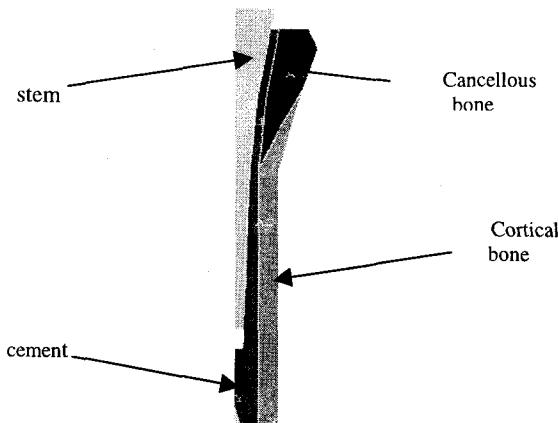


Fig. 3 2-Dimensional Axisymmetric Model

를 위해 모두 균일 등방성 재질이며 선형 탄성 적인 성질을 가진다고 가정한다. 해석에 사용한 물성치는 Table 1과 같다. 시멘트의 물성치는 PMMA 물성치를 사용하였고, 주대의 물성치는 코발트-크롬 합금의 물성치를 사용하였다. 그리고, 대퇴골의 물성치는 Railly⁽¹⁰⁾, Svensson⁽¹¹⁾ 등의 연구결과를 이용하였다.

2.2 요소 선정 및 크기

주대와 시멘트 접촉 부위는 미끄러짐을 허용하는 접촉 요소를 이용하여 모델링하고, 대퇴골과 시멘트 접촉부위는 해석시간을 줄이기 위해 접촉 요소를 생략하고 완전 접착상태라고 가정하였다. 나머지 부분은 4 절점 2 차원 축대칭 요소를 사용하여 모델링 하였다.

해석시 적당한 요소 크기를 알아보기 위해 서로 다른 요소 크기에 대하여 해석을 수행하였다. 상대적으로 요소의 크기는 시멘트 층에서 가장 작고 주대, 대퇴골 순으로 요소의 크기가 커지도록 하였다. 시멘트 층에서 1mm, 주대에서 2mm, 대퇴골에서 3mm의 크기로 해석 수행한 Von-Mises 응력 결과와 시멘트 층에서 0.5mm, 주대에서 1mm, 대퇴골에서 1.5mm의 크기로 해석 수행한 결과를 Fig. 4에 나타내었다. 그림에서 볼 수 있듯이 두 경우에 있어서 비교적 응력 분포가 일치됨을 확인 할 수 있다. 따라서, 시멘트 요소 크기를 1mm로

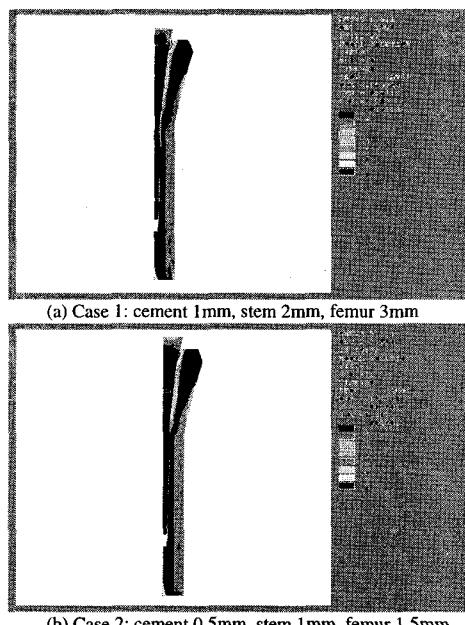


Fig. 4 Von-Mises Stress to different Element Size

한 경우에도 충분한 정도의 수렴한 해로 생각 할 수 있다. 앞으로의 최적 설계시 이용되는 요소 크기는 시멘트 층에서 1mm, 주대에서 2mm, 대퇴골에서 3mm로 한다. 그 결과 주대의 형상에 따라 다소 차이가 나지만 약 2000~3000 개의 요소로 모델링이 이루어 졌다.

3. 최적화 문제정의

3.1 설계변수, 목적함수 및 제한 조건

바람직한 주대 형상을 찾고자 하므로 설계변수는 주대의 형상 특히, 외형선을 잘 나타내도록 Fig. 5 와 같이 정하였다.

인공 고관절 주대 형상 설계시 최대 응력, 부피 등 다양한 목적함수를 생각할 수 있으나 본 연구에서는 견딜 수 있는 최대 수직 하중을 목적함수로 정한다. 그리고 최대 응력은 완전히 배제 할 수 없으므로 이는 제한 조건으로 둔다. 인공 고관절에 작용하는 힘의 형태는 인체의 상황에 따라 다양하지만 다른 힘들에 비해 수직 하중이 큰 비중을 차지하므로 본 연구에서는 일단 문제를 수직 하중만으로 간략화 시켜 형상 설계를 수행한다. 한편, 형상에 따른 수직 허용 하중을 수식적으로 바로 구하는 것은 불가능하다. 그래서, 어떤 특정한 값을 수직하중으로 가해서 응력 분포를 계산해낸 다음, 그 값이 피로응력을 넘지 않는다면 그 수직하중을 조금씩 증가 시켜가는 방법으로 특정 형상에 대한 최대 수직 허용 하중을 구해낸다.

본 문제에 적용되는 제한 조건으로는 우선 설계 변수가 상, 하한 값을 넘지 않아야 한다. 설계변수의 상한 값은 주대의 형상이 대퇴골 형상을 벗어나지 않도록 정한다. 그리고, 비록 시멘트 비접착식 인공 고관절의 경우 미끄러짐을 허용하지만 끝

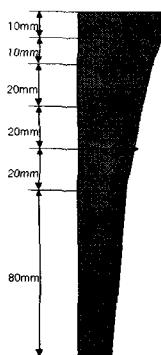


Fig. 5 Design Variables for Stem Shape Optimization

Table 2 Constraints for Stem Shape Optimization

	lower limit	upper limit
r2	1mm	20mm
r3	1mm	23mm
r4	1mm	18mm
r5	1mm	10mm
r6	1mm	5mm
r7	1mm	5mm
δ_{stem}		10mm
σ_{stem}		700MPa
* σ_{cement}		8MPa
$\sigma_{cortical}$		30MPa
$\sigma_{cancellous}$		15MPa
* $\sigma_{bone-cement}$		1.85MPa
* $\tau_{bone-cement}$		2.8MPa
**slope	0.01	0.22

*: using Hoffman's failure index, $f_i_{cement} \leq 1$

**: slope is tangent of angle between axisymmetric axis and profile line.

단의 최대 허용 미끄러짐 양은 10mm로 제한되어 진다. 또한 응력도 최대 피로 허용응력을 넘지 않도록 설계되어 져야 한다. 시멘트와 대퇴골 사이의 접착 상태가 유지되도록 하는 제한 조건도 추가된다. 다른 재료에서의 제한 조건들은 피로 상태에서의 값을 사용하는 것에 비해 시멘트와 대퇴골 사이의 접착 상태에 관한 피로 값을 거의 조사 된 바가 없어 정적 상태에서의 1/2 값을 사용한다.

그리고, 본 연구는 시멘트 비접착식의 특성을 살린 주대의 형상을 설계하고자 하므로 그 특성을 잃어 버리지 않도록 하기 위해 주대 외형선 기울기에 대한 제한조건을 추가 하였다. 즉, 외형선 기울기가 마찰계수보다 큰 경우, 잘 미끄러지지 않고 좌력 췌(self locking) 현상이 발생하지 않을 수 있고, 기울기가 음인 경우, 주대가 미끄러질 때 주대와 시멘트 사이가 벌어져 공간이 발생할 수 있다.

3.2 문제 해결 알고리즘 및 민감도 계산

인공 고관절계의 응력해석을 위하여 상용 유한

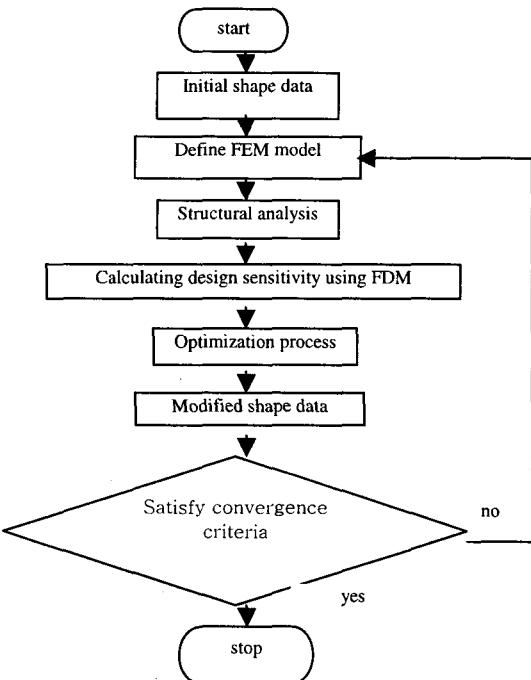


Fig. 6 Flow Chart for Stem Shape Optimization

요소 프로그램 ANSYS version 5.5 를 사용하고 최적 설계를 위해서는 VMA engineering 에서 개발한 DOT(design optimization tool)를 사용하였다.

최적 설계 문제를 풀기 위해 이용되는 알고리즘에는 여러 방법들이 있으나 본 연구에서는 비교적 계산 시간이 많이 걸리는 유한 요소 해석이 병행되므로 수렴성이 좋은 구배 방법(gradient method)중 Zoutendijk 의 유용 방향법을 이용하였다.

한편, 구배 방법을 이용하기 위해서는 민감도를 구해야 하는데, 앞서 설명한 목적함수나 제한 조건을 해석적으로 계산하는 것은 거의 불가능 하므로 본 연구에서는 유한 차분법을 이용하여 구하였다. 그리고, 최적 설계 알고리즘과 상용 유한 요소 프로그램 ANSYS 사이에는 설계변수나 응력, 민감도 등의 값들이 서로 교환되어져야 하는데, 이는 파일에 읽고 쓰는 방법으로 해결하였다.

4. 결과

4.1 2 차원 축대칭 최적형상

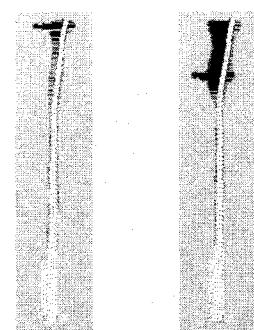
주대의 초기 형상은 현재 사용되고 있는 시멘트 비접착식 인공 고관절의 형상을 고려하여 테이퍼 진 형태로 하였다. 초기 형상 값들과 최적 설계를

Table 3 Results for Stem Shape Optimization

	Initial shape	Optimal shape
r2	12mm	12.462mm
r3	10mm	10.826mm
r4	8mm	8.1641mm
r5	6mm	5.3171mm
r6	5mm	4.9989mm
r7	3mm	4.1989mm
Maximum vertical loading	923.6N	1115.3N

수행하여 얻은 최적 형상 값을 Table 3 에 정리하였다.

최적 설계를 통해 얻어진 형상은 초기형상에서 최대 수직 허용하중이 약 923.6N 인데 비해 약 21%정도 향상된 1115.3N 의 수직 하중을 견딜 수 있었다. 이는 시멘트 층에서의 응력 분포에서 그 이유를 찾을 수 있는데 초기 형상과 최적 형상 각각의 최대 수직 하중이 가해질 때, 시멘트 층에서의 반력을 살펴보면 Fig. 7 에서 볼 수 있듯이 초기형상의 경우, 최상단의 시멘트 층에서 반력이 집중되어 있는데 비해, 최적 형상의 경우에는 비교적 고른 반력 분포를 보이는 것을 볼 수 있다. 시멘트 비접착식 인공 고관절 설계에 가장 큰 영향을 미치는 제한 조건은 시멘트 층의 응력 제한 조건이었고, 이를 감소시키는 방향으로 최적 형상이 구해졌다고 생각 할 수 있다. 즉, 외형의 상축 부에서의 기울기가 커질수록 최대 수직 하중은 증가하는 반면, 시멘트 층에 걸리는 원주 응력이 증가하게 되므로 상축 부에서는 적당한 기울기를



(a) Reaction in Cement Mantle of Initial Shape (b) Reaction in Cement Mantle of Optimal Shape

Fig. 7 Reaction Comparison in Cement Mantle between Initial Shape and Optimal Shape

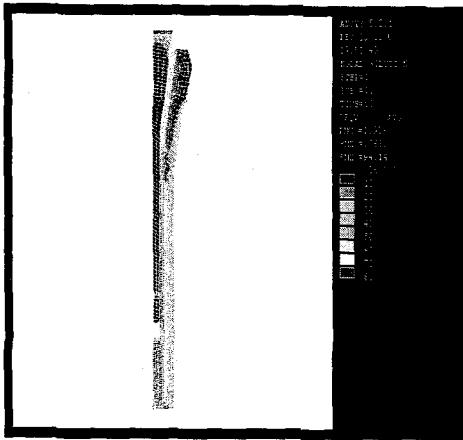


Fig. 8 Stress Results using Hoffman's Failure Criterion

가지도록 설계되어졌다고 생각되어 진다. 한편, 하축 부분은 피질성 조직이 망상 조직이나 시멘트 층에 비해 강성이 훨씬 크므로 피질성 조직의 형상에 많은 영향을 받아 거의 폭이 일정한 형상이 얻어졌다고 생각되어 진다.

한편, 최적 형상의 최대 수직 허용 하중이 1115.3N 이었는데 이는 고관절이 정상 보행시 하중의 3~4 배 정도의 힘을 견디고 현재 사용되고 있는 인공 고관절이 약 10 년 정도의 수명을 가진다는 사실에 근거해 볼 때 너무 작은 값이라고 생각되어진다. 이는 최적 설계에 이용된 제한 조건이 엄격해서 나온 결과라고 생각되어 진다. 그리고, 이런 결과의 한 원인을 시멘트의 재료 특성과 주대와 시멘트 또는 시멘트와 대퇴골 사이의 계면 특성에서 찾을 수 있다. 즉, 시멘트는 다른 금속재료와 달리 인장에는 약하고 압축에는 강한 취성을 나타내고 또한 계면의 특성 또한 인장보다 압축에 수십배 강한 특성을 지니는데, 실제 해석시에는 이런 성질이 고려되지 못했다. 따라서 응력제한조건으로식(1)의 Hoffman의 파괴 조건⁽¹¹⁾을 적용해서 해석을 수행해 보았다.

$$C_1(\sigma_y - \sigma_z)^2 + C_2(\sigma_z - \sigma_x)^2 + C_3(\sigma_x - \sigma_y)^2 + C_4\sigma_x \quad (1) \\ + C_5\sigma_y + C_6\sigma_z + C_7\tau_{xz}^2 + C_8\tau_{zx}^2 + C_9\tau_{xy}^2 \geq 1$$

$$\text{where, } C_1 = \frac{1}{2}[(F_{ny} F_{cy})^{-1} + (F_{nz} F_{cz})^{-1} - (F_{nx} F_{cx})^{-1}]$$

C_2, C_3 : by permutation of x,y,z

$$C_4 = (F_{nx})^{-1} - (F_{cx})^{-1}$$

C_5, C_6 : by permutation of x,y,z

$$C_7 = (F_{nxz})^{-2}$$

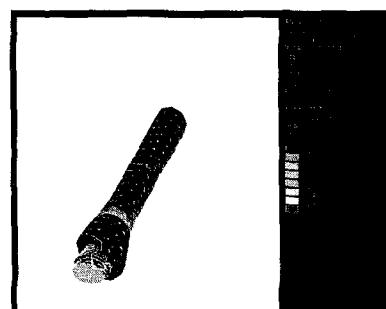
C_8, C_9 : by permutation of x,y,z

그 결과 최대 수직 허용 하중이 11862N 으로 크게 나타나는 것을 확인 할 수 있었다. 이는 보다 정확한 해석과 설계를 위해서는 인공 고관절계에 사용되는 재료에 대한 연구가 선행되어야 함을 보여준다.

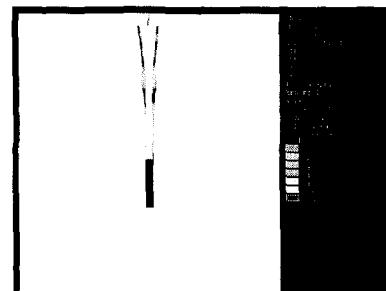
4.2 3 차원 해석결과

2 차원 축대칭 모델을 가정하여 주대의 최적 형상을 구하였으나 실제 인공 고관절계는 축대칭이 아니므로 2 차원 축대칭 해석을 통해 얻어진 최적 형상이 실제 인공 고관절계에 적용될 수 있는지를 검토하기 위해 간단한 3 차원 해석을 수행해 보았다. 3 차원 모델도 Viceconti M.등의 'standardized femur'를 기본으로 하되 표면이 불규칙해서 불필요하게 많은 요소가 생성되는 것을 막기위해 단순화 시켜서 사용하였다. 10 절점 사면체 요소를 사용하였고, 약 11000 개의 요소가 생성되었다. 그리고, 경계조건은 2 차원 축대칭 해석과 일치시키고 하중은 체중의 약 3 배 정도인 2819N 수직 하중만 가해주었고 단면은 장축과 단축의 비가 0.6 인 타원으로 가정하였다.

최적 형상의 해석 결과를 Fig. 9 에 나타내었다.



(a) Stress of Total Artificial Hip Prosthesis



(b) Stress in Cement Mantle

Fig. 9 3-Dimesional Stress Analysis of Optimal Shape

특히, 2 차원 축대칭 최적 설계에서 가장 문제시되었던 시멘트 층에서의 응력을 살펴보면 초기 형상의 경우 평균 Von-Mises 응력이 1.710MPa 이었던 것에 비해 최적 형상에서는 1.589MPa 로 약 8%정도 향상되어 있음을 확인 할 수 있었다.

또한, 3 차원 해석을 통해 2 차원 축대칭으로 가정함으로써 발생되는 실제 상황과의 차이를 예측해 볼 수 있었다. 2 차원 해석의 경우 주대의 형상이 축대칭인 경우로 설계되었으나 실제 경우에는 정확한 중심 축이 존재하지 않으므로 끝단 부분에서 균일한 시멘트 층의 두께가 보장되지 못하고 응력이 집중되는 얇은 부분이 발생하였다. 그리고, 비록 대퇴골에 가해지는 하중의 대부분을 수직 하중이 차지하지만 실제 하중은 근육에서 가해지는 하중이나 굽힘 하중 등을 포함한 보다 복잡한 하중이기 때문에 응력분포는 다른 양상을 보일 수도 있다.

이러한 문제를 해결하고 앞으로 주대의 단면 형상도 최적 설계에 포함시키기 위해서는 3 차원 해석을 통한 주대의 형상을 찾아나가는 것이 필요할 것으로 생각된다.

5. 결 론

시멘트 비접착식 인공 고관절에 있어서 최대 수직 하중을 견디는 주대 형상을 얻기 위해 최적 설계를 수행하였고, 3 차원 해석을 통하여 타당성과 보완되어야 할 점들을 살펴보았다.

수직 하중만을 고려했을 때, 인공 고관절의 주대는 상축 부분은 12.462mm 에서 0.15 정도의 기울기를 가지면서 폭이 줄어들고, 하축 부분은 약 5mm 정도로 폭이 일정한 형상을 가지는 것이 가장 바람직하다. 또한 Hoffman 의 파괴조건을 해석에 이용하는 것이 보다 실제에 가까운 결과를 얻을 수 있었다. 2 차원 축대칭 해석을 통해 얻은 주대 최적 형상을 3 차원 해석에 적용시킨 결과 시멘트 층의 응력이 약 8%정도 줄어든 것을 확인 할 수 있었으나 이는 수직하중만 고려하고 주대의 형상을 축대칭 형상 그대로 사용했으므로 앞으로 보다 실제적인 3 차원 해석이 요구된다.

참고문헌

- (1) Wheeler, J. P. G., Miles, A.W. and Clift, S.E., 1997, "The Influence of the Stem-Cement Interface in Total Hip Replacement – A Comparison of Experimental and Finite Element Approaches", Proc. Instn. Mech.

Engrs. Vol 211., Part H, pp. 181-186

- (2) Harrigan, T. P. and Harris, W. H., 1991, "A Three-Dimensional Non-linear Finite Element Study of Effect of Cement-Prosthesis in Cemented Femoral Total Hip Components", J. Biomechanics Vol.24., No.11, pp.1047-1058
- (3) Verdonschot, N., 1995, "Biomechanical failure scenarios for cemented total hip replacement", Ph D. thesis, Proefschrift Katholieke Universiteit Nijmegen in Nederlands
- (4) Hasan Yildiz, Fu-Kuo Chang, Stuart Goodman, 1997, "Composite Hip Prosthesis Design. II. Simulation.", J. Biomed. Mater. Res. Vol 39, pp.102-119
- (5) Lu, Z. and McKellop, H., 1997, "Effect of Cement Creep on Stem Subsidence and Stresses in The Cement Mantle of a Total Hip Replacement" J. Biomed. Mater. Res. Vol 34, pp. 221-226
- (6) Kwak, B. M., Lim, O. K., Kim, Y. Y. and Rim, K., 1979, "An Investigation of the Effect of Cement Thickness on an Implant by Finite Element Stress Analysis", International Orthopedics(SICOT)2, pp. 315-319
- (7) Yoon, Y. S., Chang, G. H. and Kim, Y. Y., 1989, "Shape Optimal Design of Stem of Cemented Hip Prosthesis to Minimize Stress Concentration in the Cement Layer", J. Biomechanics, Vol. 22, No. 11, pp. 1279-1284
- (8) Viceconti, M., Casali, M., Massari, B., Cristofolini, L., Bassini, S. and Toni, A., 1996, "The Standardized Femur Program Proposal for A Reference Geometry To Be Used for the Creation of Finite Element Models of The Femur", J. Biomech., Vol 29, pp. 1241
- (9) Railly, D. T., Burstein, A.H., 1974, "The Mechanical Properties of Cortical Bone" J. Biomed. Mater. Res. 24., pp. 873-879
- (10) Svensson, N.L., Valliappan, S., Wood, R.D., 1977, "Stress Analysis of Human Femur with Implanted Charnley Prosthesis", J. Biomech. 10., pp. 581-588
- (11) Hoffman, O., 1967 "The Brittle Strength of Orthotropic Materials", J. Comp. Mat., 1. pp. 200-206
- (12) 최주호, 2000 "상용 소프트웨어 ANSYS 를 이용한 열전도 문제의 형상설계 민감도 해석", 대한 기계학회 논문집 A 권, 제 24 권, 제 3 호, pp. 645-652
- (13) Choi, J. H., Lee, B. Y., Han, J. S., 2000, "Shape Design Sensitivity Analysis for Interface Problem in Axisymmetric Elasticity", KSME International Journal, Vol 14, No 2., pp. 197-206