

## 유한요소법을 이용한 인공 고관절의 접촉응력 해석에 관한 연구

김청균 · 윤종덕

홍익대학교 트라이볼로지 연구센터

### Contact Stress Analysis of Artificial Hip Joints Using Finite Element Method

Chung-Kyun Kim and Jong-Deok Yoon

Tribology Research Center, Hongik University

**Abstract** – The modern orthopaedics frequently uses the total hip replacement in the artificial hip joint. The wear in this joint requires a re-replacement of hip joints because it is under the severe load and friction conditions. To solve these problems the previous studies have been mainly focused on the development of new materials. The research of new materials, however, needs much time and effort since it should be experimented for its bio-compatibility, friction, and wear characteristics. To reduce the work, in this study, the finite element analysis is applied to find new combinations of bio-materials in the total hip replacement which has the excellent contact characteristics. A non-linear FEM program MARC with 5-node axisymmetric element was used for analyzing the contact stresses between the hip joints. The computed results show that in case of acetabulum UHMWP has good characteristics, in femoral head,  $Al_2O_3$ , and in stem, Ti6Al4V.

**Key words** – prostheses, total hip replacement, artificial joint, femoral head, cartilage, acetabulum.

#### 1. 서 론

의학기술의 발달과 생활수준의 향상에도 불구하고 70세 이상의 노인들 중에 90% 이상은 관절염을 앓고 있으며, 이들 대부분은 외과 수술을 받아야 할 정도로 심각한 증상을 보이고 있지는 않지만, 일부는 외과 수술로 손상된 관절을 치료하거나 보철기구(prostheses)를 사용하기도 한다. 이러한 인공관절(artificial joint)에서의 트라이볼로지적 의공학 기술의 발달 역사는 인체의 관절을 윤활기구와 같은 이상적인 유체 윤활상태로 만들려는 시행착오의 반복이었다.

건강한 사람의 관절은 유체윤활(hydrodynamic lubrication) 상태로 마찰이 작고 마멸이 없는 상태이지만, 인공관절에서는 비생물체간의 접촉인 관계로 경계윤활이 최상의 접촉거동 상태이며, 인공 삽입물에서는 미세 마멸이 계속적으로 발생한다.

19세기에는 심각한 관절염을 치료하기 위하여 상아

를 대체물로 사용하기도 하였다. 물론, 이 시대의 외과 의사들은 트라이볼로지적 의공학 개념이 없었기 때문에 단지 고통을 느끼는 부분을 제거하고 다른 삽입물(implant)로 교체하는 것이 고작이었다.

초기의 인공 고관절에 대한 설계는 손상된 고관절 머리(femoral head)를 유리, 셀룰로이드(celluloid), 베크라이트(bakelite), 코발트-크롬합금(cobalt-chromium alloy) 등의 소재로 제작된 컵(cup)을 씌워서 관절절구(acetabulum)에서 떨어뜨려 놓는 방식이었다. 하지만 유리는 쉽게 깨지고, 셀룰로이드는 생체 거부반응이 있기 때문에, 생체적으로 안정되고 강한 코발트-크롬합금을 사용하게 되었다. 그러나 이것은 자연적인 연골(cartilage)과 윤활관절(synovial joint)에 비해 대단히 높은 마멸을 때문에 부적당한 것으로 알려졌다. 개발 초기의 수명은 비록 3년밖에 되지 않았지만, 대체소재(implant materials)에 대한 연구가 많이 진행되면서 품질과 수명은 크게 향상되었다. 인공 고관절 머리에

는 티타늄 합금(titanium alloy), 코발트-크롬-몰리브덴 합금(cobalt-chromium-molybdenum alloy)과 스테인레스 재질이 안정적인 것으로 나타났다. 이 재료들은 현재도 사용되고 있으며, 앞으로도 많이 사용될 전망이다.

인공 고관절 머리에 대한 대체소재는 개발되었지만, 관골절구(acetabulum)는 여전히 문제를 일으키고 있으며, 많은 연구에서 정상인의 연골표면처럼 만드는 것이 검토되고 있다. 처음에는 관절을 둘러싼 체액으로부터 갈바니 부식작용(galvanic corrosion)을 피하기 위해 같은 금속으로 만드는 것이 제안되었으나, 이것은 트라이볼로지 측면에서 보면 현명한 선택이 아니었다. 같은 금속의 사용은 높은 마찰을 일으키고, 재료의 조합에 따라서는 응착마멸(adhesive wear)의 발생으로 심각한 표면의 손상을 가져오기도 한다. 심한 표면의 손상은 마찰력을 증가시키고, 마찰 토오크가 커져서 인공 삽입물을 고정하는 접착제의 파손을 일으키게 되며, 심각한 경우 탈골을 일으키기도 한다.

1950년대에 John Carnley는 금속과 플라스틱으로 만든 관절을 소개하였고[1], 마찰의 최소화 뿐만 아니라 마찰력에 의해 발생하는 마찰 토오크가 중요한 요인임을 밝혔다. 플라스틱 소재의 사용으로 작은 마찰과 실제 고관절 머리보다 작은 인공 고관절 머리를 사용하여 마찰 토오크를 줄일 수 있었다. 그러나 Carnley는 고관절 소재로 PTFE를 사용하였는데, 높은 마멸에 의해 수명이 불과 3년밖에 되지 않았다. 이후로 PTFE 대신에 UHMWP (Ultra High Molecular Weight Polyethylene)가 연구되었는데, 낮은 마멸율로 인해 수명이 약 10년으로 증가하였다[1].

인공 고관절의 마찰력과 마멸율을 줄이고, 수명을 연장시키기 위하여는 접촉응력 문제에 대한 연구가 필

요하다. 그래서 본 연구에서는 유한요소법을 이용하여 인공 고관절 표면에서 발생하는 접촉응력 분포 문제를 해석하고자 한다. 인공 고관절에 사용되는 재료는 금속, 세라믹, 고분자 중합체(polymer) 등으로 다양하며, 특히 고분자 중합체는 비선형 재질 특성을 나타내므로 비선형 유한요소 해석용 프로그램인 MARC[2]를 사용하였다.

## 2. 유한요소 해석

### 2-1. 유한요소 모델링

인공 고관절은 접촉면의 형상이 복잡할 뿐만 아니라 대부분이 곡면으로 이루어졌기 때문에 실제의 형상에 대하여 모델링하기는 매우 어렵다. 그래서 본 연구에서는 단순화된 2차원 모델에 대한 수치적 계산을 통하여 접촉응력 문제를 해석하고자 한다.

인공 고관절의 관골절구, 인공 고관절의 머리와 스템의 일부를 축대칭으로 Fig. 1과 같이 모델링하였다. 고관절을 5-절점 축대칭 요소(axisymmetric element)로 분할하였으며, 총 1,690개의 5-절점 요소와 1,503개의 절점이 사용되었다. Fig. 2와 같이 하중이 가해진 상태에서 상대접촉을 일으키는 관절골구와 고관절 머리부분은 보다 미세한 요소로 재구성하였

Table 1. Simulation data for a FEM computation

Number of element	1,690
Number of node	1,503
Element mode	5-node arbitrary quadrilateral axisymmetric ring Herrmann formulation
FEM program	MARC K6.1

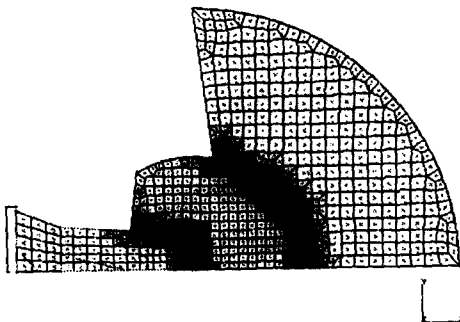


Fig. 1. Finite element meshes in a FEM computation.

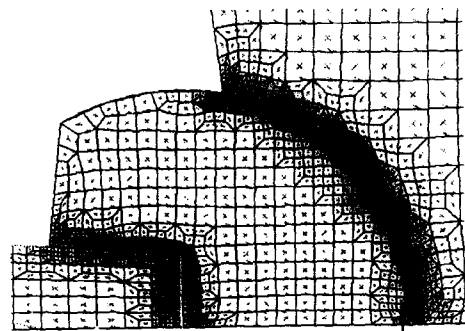


Fig. 2. Increased meshes at the contact surfaces.

**Table 2. Boundary conditions and material properties for artificial hip joints**

Properties	UHMWP	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Ti6Al4V
Young's modulus, GPa	1	380	110
Poisson's ratio	0.46	0.23	0.33
Density, mg/m <sup>3</sup>	9.41	3.97	4.43
Thermal expansion, 1/K	16.3	8.0	8.3
	× 10 <sup>-8</sup>	× 10 <sup>-6</sup>	× 10 <sup>-6</sup>
Thermal conductivity, W/mK	0.2	27.2	6.6
Friction coefficient	0.2	0.2	0.5
Specific heat, N/kgK	1900	1088	580
Yield strength, MPa	44	200	890
Outer temperature, °C	36	36	36

다. 이들을 요약한 요소 데이터는 Table 1에서 제시하고 있다.

**2-2. 하중조건 및 경계조건**

인공 고관절에 가해지는 하중조건은 환자의 보행조건에 따라서 계속적으로 변하기 때문에 실제의 현상을 그대로 적용시키는 것은 어렵다. 따라서 본 연구에서는 보행시의 하중조건을 다음과 같이 적용하였다. 즉, 다른 실험연구에 의하여 구하여진 보행시 고관절에 작용하는 하중은 보통 하중/체중(Load/BW)의 값으로 무차원화 시키는데, 사람이 서 있는 자세에서 약 4~6의 값을 갖는 것으로 알려져 있다[3]. 따라서 본 연구에서는 시술자의 체중을 60 kg으로 가정했을 경우에 Load/BW=5로 적용하면, 인공 고관절에 가해지는 하중은 2,540 N으로 설정할 수 있다.

관절골구의 상단부는 골반(pelvis)에 완전히 고정·지지되어 있으며, 하중은 지면에서 고관절로 작용하는 것으로 전체가 스템(stem)의 하단면에서 고관절의 머리를 통해 관절기구로 작용하는 것으로 가정하였다.

수치적 해석을 위하여 사용한 경계조건과 인공 고관절 재료의 물성치를 요약하여 Table 2에서 제시하고 있다[4].

**3. 해석결과 및 고찰**

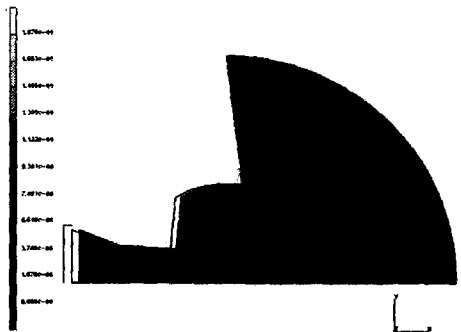
본 연구에서는 Table 3에서 제시하는 4가지의 인공 고관절 재질에 대하여 유한요소해석 기법으로 모델링 하였다. 각기의 모델에 대한 수치적 해석결과는 Figs. 3~6에서 제시하는 것과 같은 접촉면 응력 분포를 나타내고 있다.

**Table 3. Various models used in this study for artificial hip joints**

	Acetabulum	Femoral head	Stem
Model I	UHMWP	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Ti6Al4V
Model II	UHMWP	Ti6Al4V	Ti6Al4V
Model III	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Ti6Al4V
Model IV	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Ti6Al4V	Ti6Al4V



**Fig. 3. Von Mises stress distributions of artificial hip joints for Model I.**



**Fig. 4. Von Mises stress distributions of artificial hip joints for Model II.**

Model I은 상대접촉에 의해 마찰과 마멸이 발생하는 고관절 머리와 관절절구의 접촉면 사이에서 가장 작은 접촉응력 분포를 보이고, Model IV는 가장 큰 접촉응력 분포를 나타내고 있다. 관절절구에는 연한 재질, 고관절 머리에 경한 재질, 스템(stem)에는 경한 재질을 조합하여 사용하면 접촉특성이 가장 우수하다는 것을 보여주고 있다. 이들의 계산결과는 기존의 실험적 연구에서 관절절구와 고관절 머리에 경한 재질을 사용함으로 접촉응력과 마찰력이 크고 마멸량은 증가하나, 연한 재질의 관절절구와 경한 재질을 사용한 인공 고관절 머리의 재질 조합은 오히려 접촉응력

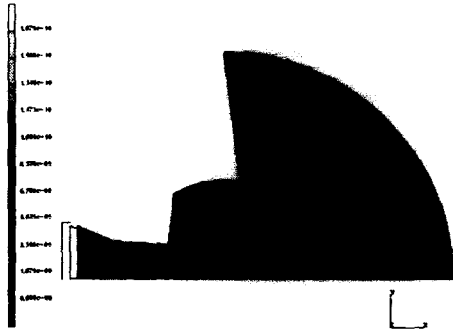


Fig. 5. Von Mises stress distributions of artificial hip joints for Model III.

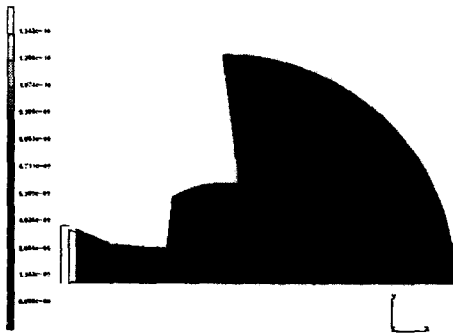


Fig. 6. Von Mises stress distributions of artificial hip joints for Model IV.

이 작아진다는 기존의 연구결과와 잘 부합된다.

관골절구에서 발생하는 von Mises 접촉응력을 나타낸 Fig. 7의 계산결과에 의하면 관절절구의 접촉점으로부터 깊이방향으로 증가할수록 Model I과 Model II에서는 완만히 감소하고, Model III와 Model IV에서는 접촉면 약간 아래에서 최대응력이 발생한다. 이러한 현상은 세라믹 재질의 접촉특성으로 최대응력이 발생한 곳에서 항복현상이 발생하여 균열이 시작되고, 점진적으로 전파하면서 관상 박리 마멸을 발생시킨다. UHMWP의 경우는 접촉점에서 응력이 최대가 되고, 접촉점으로부터 마멸을 발생시킨다. Fig. 7에서 보여주는 것처럼 해석 Model I과 Model II는 Model III와 Model IV에 비하여 접촉응력이 13배 정도 높게 나타났다. 이러한 결과는 응력-변형률( $\sigma = E\epsilon$ ) 관계에서 Model III과 Model IV의 탄성계수가 UHMWP보다 380배나 크고, 주어진 하중조건에 의해 발생하는 접촉면적이 UHMWP의 경우가 훨씬 넓기 때문이다.

접촉면적은 Fig. 8에서 보는 바와 같이 관골절구의 접촉점에서부터 접촉면을 따라서 최대하중에서의 x

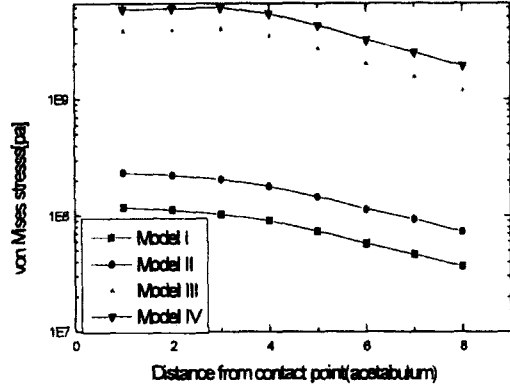


Fig. 7. Von Mises stresses as a function of contact distance in the x direction.

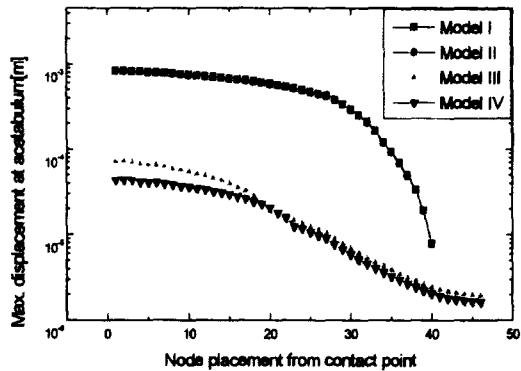


Fig. 8. Maximum displacement at acetabulum from the contact point.

방향 범위에서 알 수 있다. 접촉점에서 변위가 최대가 되며, 접촉점에서 멀어질수록 점차 변위가 감소하고 있는데, 해석결과에 의하면 Model I과 Model II는 변위가 크게 발생하고, Model III와 Model IV는 변위가 작게 발생하였다. x 방향으로의 변위가 증가할수록 변형량에 따른 접촉면적이 증가하고, 동일하중이 가해졌을 때 접촉면적의 증가와 변형에 따른 변형률 에너지로 변환되어 접촉응력은 감소하게 된다.

Fig. 9는 고관절 머리 상단에서 최대 von Mises 응력 변화를 하중의 증가에 대하여 나타낸 것으로 Load/BW=0.5~0.6 정도에서 걸음이 시작되고, 이 때에 최소 접촉응력이 발생하며, Load/BW=5~6 정도에서는 완전한 직립자세가 되고, Load/BW=3에서는 발가락이 지면과 떨어지며 걸음의 1사이클이 끝나게 된다[5]. 이 경우에 대한 해석결과에 의하면 Model I의 응력은 가장 작고, Model IV에서의 응력은 가장 크게 나타났다.

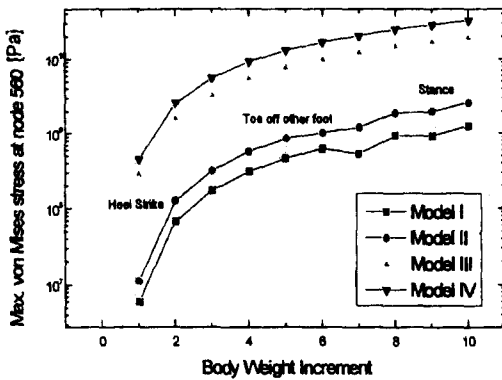


Fig. 9. Maximum von Mises stresses at node 560 as a function of body weight increments.

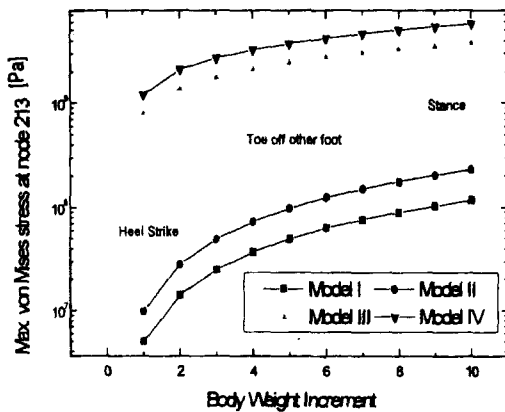


Fig. 10. Maximum von Mises stresses at node 213 as a function of body weight increments.

Fig. 10은 관절절구의 접촉면에서의 최대 von Mises 응력변화를 하중의 증가에 대해 나타낸 것이다. 수치적 계산결과에 의하면 걸음이 계속적으로 진행되면서 인공 고관절 각 부위에서는 지속적으로 위와 같은 응력상태가 반복적으로 지속됨을 나타내고 있다. 최대응력이 큰 값을 나타내는 Model III과 Model IV는 이러한 반복 하중조건에 의한 피로마멸의 가능성이 더욱 커지게 되고, 특히 관절골구에서는 박리 마멸이 발생하고, 진행속도는 더욱 빨라진다.

해석결과에 의하면 관절절구에 UHMWP와 고관절 머리에 세라믹, 스템에는 Ti6Al4V를 사용하는 것이 접촉에 의한 응력이 가장 적은 것으로 나타났으며, 고관절구에 세라믹, 고관절 머리에는 Ti6Al4V, 스템에는 Ti6Al4V를 사용한 경우에 접촉응력이 가장 높게 나타났다. 또한 마찰력에 영향을 미치는 수직응력 분

포에서도 위와 같은 결과를 얻을 수 있었다. 수직응력이 크게 작용하는 경우 마찰저항을 크게하면 마찰력은 커지고, 또한 마찰 토크를 상승시키기 때문에 마멸을 일으키게 된다. 따라서 인공 고관절의 수명은 단축하게 되고, 심한 경우 환자는 재수술을 받아야 하는 경우가 발생하기도 한다.

#### 4. 결 론

본 연구에서는 인공 고관절의 수명과 관련있는 여러 가지 인공 재료를 조합시켜서 접촉응력을 수치적으로 계산하여 접촉특성을 고찰하였다.

계산결과에 의하면 관절절구에는 UHMWP, 고관절 머리에는 세라믹 소재, 스템에는 Ti6Al4V를 조합하여 사용하는 경우 접촉응력이 가장 작은 것으로 나타났고, 관절골구에는 세라믹, 고관절 머리에는 Ti6Al4V, 스템에는 Ti6Al4V를 사용하면 접촉응력이 높게 계산되었다.

유한요소 해석결과는 그동안 실험적으로 발표된 연구결과와 유사하게 나타났으며, 인공 고관절의 비선형성(기하학적 비선형성, 재료의 물리적 비선형성, 비선형 경계조건)에도 불구하고 많은 부분이 일치하고 있어 인공 고관절 제작시 유한요소해석 기법을 응용한다면 인공 고관절에 대한 설계가 비교적 용이해진다는 사실을 확인하였다.

인공 고관절은 보행시 각기 다른 하중조건에 따라 재료의 특성에 의해 그 접촉응력이 변화하고, 인공 고관절의 수명에 영향을 미치며, 심한 마찰력에 의해 국부적으로 온도가 상승하는 문제점까지 있는 것으로 알려져 있다.

여기서 2~3°C 정도의 온도 상승[6]은 신경계에 영향을 미쳐서 시술자의 신경계가 손상을 입을 수도 있으므로, 향후에는 인공 고관절에서의 접촉거동에 따른 마찰열을 고려한 유한요소 해석이 바람직하겠다.

#### 참 고 문 헌

1. Unsworth, A., "Recent Developments in the Tribology of Artificial Joints," *Tribology International*, Vol.28, No.7, pp.485-495, 1995.
2. "MARC User's Manual," Version K. 6.1, MARC Analysis Research Co, 1996.
3. Seireg, A., Arvikar, R. J., "The Prediction of Mus-

- cular Load Sharing and Joint Forces in the Lower Extremities during Walking," J. of Biomechanics, Vol.8, pp.89-102, 1975.
4. Ravaglioli, A., Krajewski, A., "Bioceramics-Materials, Properties, Applications," Champman & Hall, 1992.
  5. Perry J., "Gait Analysis," Slack, 1992.
  6. Palastanga, N., Field, D., and Soames R., "Anatomy and Human Movement-Structure and Function," BH, 2nd ed., 1994.