

유한요소법을 이용한 인공 고관절의 접촉응력 해석에 관한 연구

김청균 · 윤종덕

홍익대학교 트라이볼로지 연구센터

A Study on the Contact Stress Analysis of the Artificial Hip Joint Using Finite Element Method

Chung Kyun Kim · Yoon Jong Deok

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 the re-replacement of the hip joint 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 the new materials. The research of new material, 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 the new combination of the materials in the total hip replacement which has the excellent contact characteristics. The finite element uses MARC and the 5-node axisymmetric element. The results show that in case of acetabulum UHMWP has good characteristics, in femoral head, the Al_2O_3 , and in stem, Ti6Al4V.

Key words : Prosthesis(보철기구), Total hip replacement(고관절 대치술), Artificial joint (인공관절), Femoral head(고관절머리), Cartilage(연골), Acetabulum(관골절구)

1. 서론

의학 기술의 발달과 생활수준의 향상에도 불구하고 70세 이상의 사람들중에서 90% 이상이 관절염을 앓고 있으며, 대부분의 사람들이 외과수술을 필요할 만큼 심각한 증상을 보이지는 않지만, 소수의 사람들은 외과수술로 손상된 관절을 치료하고 보철기구(prosthesis)로 대체하기도 한다. 이러한 인공관절(artificial joint)에서의 트라이볼로지적 발달의 역사는 인체의 관절의 윤활기구와 같은 유체 윤활상태를 만들려는 시행착오의 반복이었다..

건강한 사람의 관절은 유체윤활(hydrodynamic lubrication) 상태로 마찰이 작고 마멸이 없는 상태이지만, 인공관절에서는 경계윤활이 최상의 상

태이며, 인공 삽입물에서는 지속적인 마멸이 발생한다.

19세기에는 심각한 관절염에 대체물로 상아를 사용하기도 하였다. 물론, 이 시대의 외과 의사에게는 트라이볼로지 개념이 없었기 때문에 단지 고통을 느끼는 부분을 제거하고 다른 삽입물(implant)로 교체하는 것이 고작이었다.

초기의 인공 고관절의 설계는 손상된 고관절머리(femoral head)를 유리, 셀룰로이드(celluloid), 베이크라이트(bakelite)나 코발트-크롬합금(cobalt-chromium alloy)의 컵(cup)을 만들어 씌워 관골절구(acetabulum)에서 떨어뜨려 놓는 방식이었다. 하지만 유리는 쉽게 깨지고, 셀룰로이드는 생체 거부반응이 있기 때문에 강하고 생체적으로 안정적인 코발트-크롬합금이 사용되었다. 그러나 이

것은 자연적인 연골(catilage)과 윤활관절(synovial joint)에 비해 대단히 높은 마멸을 때문에 부적당한 것으로 알려졌다. 초기의 수명은 불과 3년밖에 되지 않았지만, 대체소재에 대한 연구가 많이 진행되면서 품질과 수명은 크게 향상되었다. 인공 고관절 머리에는 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 대체소재(implant materials)는 개발되었지만, 관골절구(acetabulum)는 여전히 문제를 일으키고 있으며, 많은 연구에서 연골표면처럼 만드는 것이 검토되고 있다. 처음에는 관절을 둘러싼 체액으로 부터 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 토크가 커져서 인공 삽입물을 고정하는 접착제의 파손을 일으키고, 심각한 경우 탈골을 일으키기도 한다.

1950년대에 John Carnley는 금속과 플라스틱으로 만든 관절을 소개하였고, 마찰의 최소화 뿐만 아니라 마찰력에 의해 발생하는 마찰 토크가 중요한 요인임을 밝혔다. 플라스틱 소재의 사용으로 작은 마찰과 실제 고관절 머리보다 작은 인공 고관절 머리를 사용하여 마찰 토크를 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 10여년으로 증가하였다[1].

인공 고관절의 마찰력과 마멸율을 줄이고, 수명을 연장시키기 위하여는 접촉응력 문제에 대한 연구가 필요하다. 그래서 본 연구에서는 유한요소법을 이용하여 인공 고관절 표면에서 발생하는

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

인공 고관절의 관골절구, 인공 고관절 머리와 스템의 일부를 축대칭으로 모델링하였고, MENTAT를 사용하여 Fig. 1과 같이 모델링과 요소 분할 작업을 하였다. 5-절점 축대칭 요소(aximetric element)로 분할하였으며, 총 866개의 5-절점 요소와 996개의 절점이 사용되었다. Fig. 2와 같이 하중이 가해진 상태에서 상대접촉을 일으키는 관절골구와 고관절 머리부분은 보다 미세한 요소로 재구성하였다. 이들을 요약한 요소 데이터는 Table 1에서 제시하고 있다.

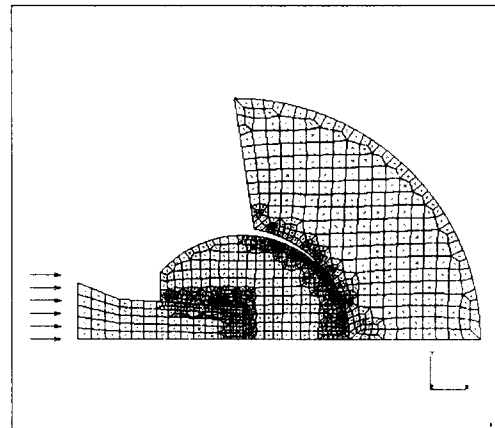


Fig. 1 인공 고관절의 유한요소망

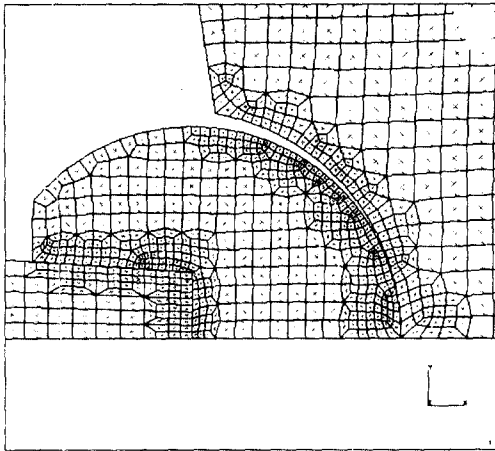


Fig. 2 인공 고관절의 접촉부 유한요소망

Table 1. 인공 고관절의 유한요소망 데이터

요소의 갯수	996
절점의 갯수	866
요소의 종류	5-node arbitrary quadrilateral aximetrix ring Herrmann formulation
사용 프로그램	<ul style="list-style-type: none"> • MARC K6.1 for Analysis • MENTAT for Pre/Post Processing

2-2. 하중조건 및 경계조건

인공 고관절에 가해지는 하중조건은 보행조건에 따라서 계속적으로 변화하기 때문에 실제의 현상을 그대로 적용시키는 것은 어렵다. 따라서 본 연구에서는 보행시의 하중조건을 다음과 같이 적용하였다. 즉, 다른 실험연구에 의하여 구해진 보행시 고관절에 작용하는 하중은 보통 하중/체중(Load/BW)의 값으로 무차원화 시키는데, 서 있는 자세에서 약 4~6의 값[3]을 갖는 것으로 알려져 있다. 따라서 본 연구에서는 시술자의 체중을 60kg으로 가정했을 경우 하중/체중 = 5로 적용하면, 인공 고관절에 가해지는 하중은 2540N으로 설정할 수 있다.

관절골구의 상단부는 골반(pelvis)에 완전히 고

Table 2. 인공 고관절의 유한요소 경계조건 및 물성치

	UHMWP	Al ₂ O ₃	Ti6Al4V
Young's Modulus (GPa)	1	380	110
Poisson's Ratio	0.46	0.23	0.33
Density (Mg/m ³)	9.41	3.97	4.43
Thermal Expansion (1/K)	16.3 × 10 ⁻⁸	8.0 × 10 ⁻⁶	8.3 × 10 ⁻⁶
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

정·지지되어 있으며, 하중은 지면에서 고관절로 작용하는 것으로 전체가 스템(stem)의 하단면에서 고관절 머리를 통해 관절구로 작용하는 것으로 가정하였다.

수치적 해석을 위하여 사용한 경계조건과 재료의 물성치를 요약하여 Table 2에서 제시하고 있다.

3. 해석결과 및 고찰

유한요소해석에는 Table 3에서 제시하는 재질을 네가지 종류로 조합하여 모델링하였다.

각기의 모델에 대한 해석결과는 Figs. 3~6에서 제시하는 것과 같은 응력분포를 나타내고 있다. 모델 I은 상대접촉에 의해 마찰과 마멸이 발생하는 고관절 머리와 관절구와의 접촉면 사이에서 가장 작은 응력 분포를 보이고 있으며, 모델 IV가 가장 큰 응력 분포를 보이고 있다. 관절구에 연한 재질, 고관절 머리에 가장 경한재질, 스템(stem)에 경한 재질의 조합이 접촉특성이 우

수하다는 것을 보여주고 있다. 이들의 계산결과는 기존의 실험적 연구에서 관골골구와 고관절 머리에 경한 재질의 조합은 접촉응력이 크고, 마찰력이 크며, 마멸량이 크고, 연한 재질의 관절골구와 경한재질의 고관절 머리의 재질의 조합은 접촉응력이 작다는 결과와 잘 부합된다.

Table 3. 재질의 조합에 따른 유한요소해석 모델

	Acetabulum	Femoral head	Stem
Model I	UHMWP	Al ₂ O ₃	Ti6Al4V
Model II	UHMWP	Ti6Al4V	Ti6Al4V
Model III	Al ₂ O ₃	Al ₂ O ₃	Ti6Al4V
Model IV	Al ₂ O ₃	Ti6Al4V	Ti6Al4V

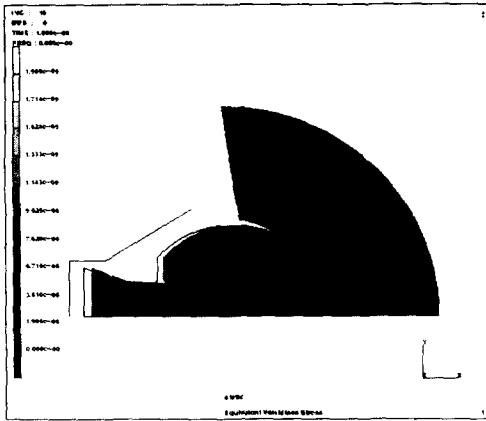


Fig. 3 인공 고관절의 응력분포 (Model I)

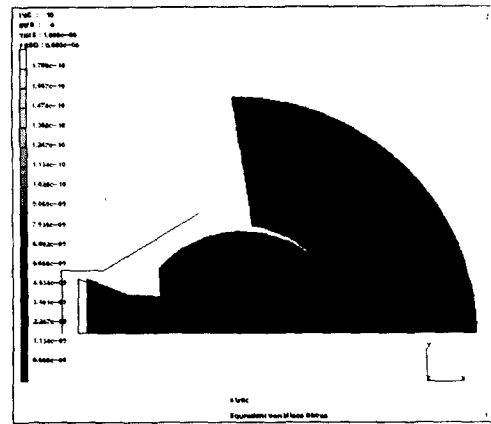


Fig. 5 인공 고관절의 응력분포 (Model III)

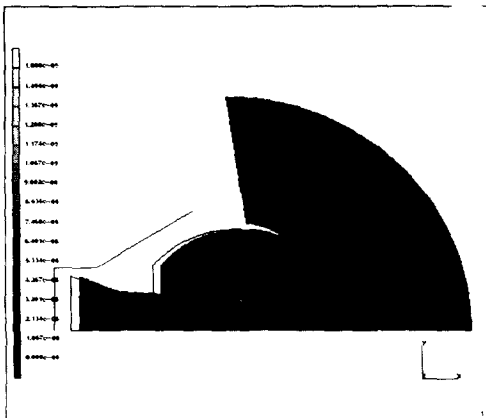


Fig. 4 인공 고관절의 응력분포 (Model II)

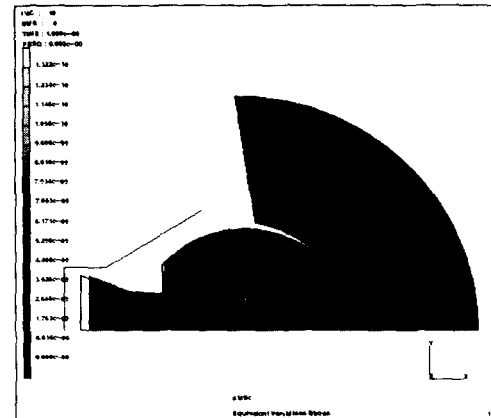


Fig. 6 인공 고관절의 응력분포 (Model IV)

관골절구에서 발생하는 von Mises 접촉응력을 나타낸 Fig. 7의 계산결과에 의하면 관절절구의 접촉점으로 부터 깊이방향으로 증가할수록 Model I, II에서는 완만히 감소하고, Model III, Model IV에서는 접촉면 약간 아래에서 최대응력이 발생한다. 이러한 현상은 세라믹 재질의 접촉 특성으로 최대응력이 발생하는 곳에서부터 항복이 발생하여 균열이 시작되어 점차 전파되면서 관상 박리 마멸을 발생시킨다. UHMWP의 경우는 응력이 접촉점에서 최대가 되어 접촉점으로부터 마멸을 발생시킨다. Fig. 7에서 보여주는 것처럼 해석 Model I, II는 Model III, IV에 비하여 접촉응력이 13배 정도 높게 나타났다.

이것은 응력-변형률관계에서 $\sigma = E\varepsilon$ 이므로 Model III, VI의 탄성계수가 UHMWP보다 380배나 크고, 주어진 하중조건에 의해 발생하는 접촉면적이 UHMWP의 경우가 훨씬 넓기 때문이다. 접촉면적은 Fig. 8에서 보는 바와 같이 관골절구의 접촉점에서 부터 접촉면을 따라서 최대하중에서의 x-방향 변위에서 알 수 있다. 접촉점에서 변위가 최대가 되며, 접촉점에서 멀어질수록 점차 변위가 감소하고 있는데, 해석결과에 의하면 Model I, II는 변위가 크게 발생하고, Model III, IV는 변위가 작게 발생하였다. x-방향변위가 증가할수록 변형량에 따른 접촉면적이 증가하고 동일하중이 가해졌을 때 접촉면적의 증가와, 변형에 따른 변형률 에너지를 변환되어 응력이 감소하게 된다.

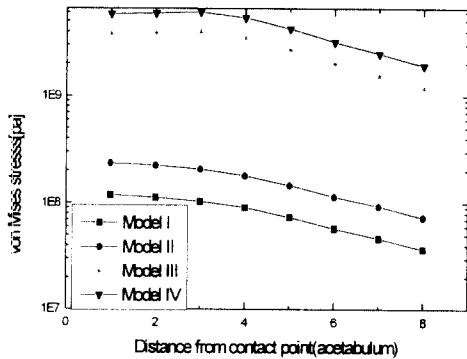


Fig. 7 접촉점으로부터 x-방향 응력분포

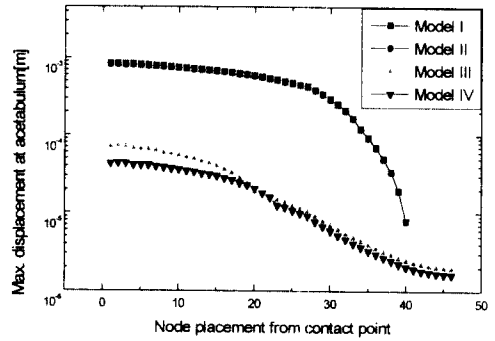


Fig. 8 접촉면에서 관골절구의 변위량

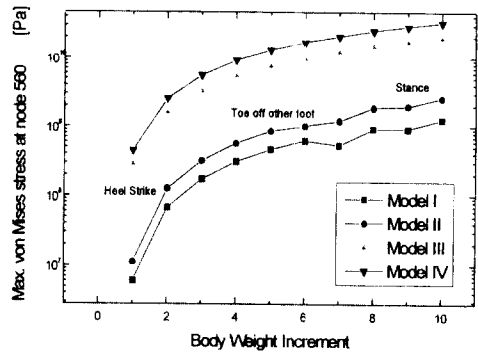


Fig. 9 고관절 머리에서의 Max. von Mises 응력변화

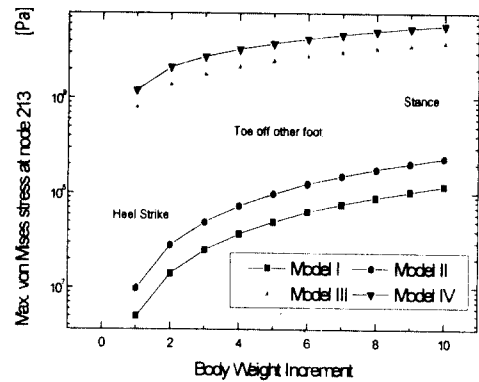


Fig. 10 고관절구에서의 Max. von Mises 응력변화

Fig. 9는 고관절머리 상단에서 최대 von Mises 응력변화를 하중의 증가에 대해 나타낸 것으로 0.5~0.6(Load/BW)정도에서 걸음이 시작되며, 이때에 최소응력이 발생하고, 5~6(Load/BW) 정도에서 완전한 직립자세가 되며, 3(Load/BW)에서 발가락이 지면과 떨어지며 걸음의 1사이클이 끝나게 된다. 해석결과에 의하면 Model I의 응력이 가장 적고, Model IV의 응력이 가장크게 나타났다. Fig. 10은 관골절구의 접촉면에서의 최대 von Mises 응력변화를 하중의 증가에 대해 나타낸 것으로 역시 유사한 결과를 얻을 수 있다. 이것은 걸음이 계속적으로 진행되면서 인공고관절 각 부위에서 지속적으로 위와 같은 응력상태가 반복적으로 지속됨을 의미하는 것으로 최대응력이 큰 값을 나타나는 Model III, IV는 이런 반복 하중조건에 의한 피로마멸의 발생가능성이 더욱 커지게 되며, 특히 관절골구에서의 박리 마멸의 발생과, 진행속도를 더욱 크게 한다.

해석결과에 의하면 관골절구에 UHMWP와 고관절 머리에 세라믹, stem에 Ti6Al4V를 사용한 것이 가장 접촉에 의한 접촉응력이 적은 것으로 나타났으며, 고관절구에 세라믹, 고관절 머리에 Ti6Al4V와 스템에 Ti6Al4V를 사용한 것이 가장 접촉응력이 높은 것으로 나타났다. 또한 마찰력에 영향을 미치는 수직응력 분포에서도 위와 같은 결과를 얻을 수 있었다. 수직응력이 크게 작용하는 경우 마찰저항을 크게하여 마찰력이 커지며, 마찰 토크 또한 상승시켜 마멸을 일으키게 된다. 따라서 인공 고관절의 수명을 단축시켜 심한 경우 환자는 재수술을 받아야 하는 경우가 발생하기도 한다.

4. 결론

본 연구에서 인공 고관절의 수명과 관련있는 각기 다른 재료의 접촉응력을 유한요소해석에 의해계산을 수행하였다.

계산결과는 관골절구에 UHMWP와 고관절 머리에 세라믹, 스템에 Ti6Al4V를 사용한 것이 가장 접촉응력이 적은 것으로 나타났으며, 관골절구에 세라믹, 고관절 머리에 Ti6Al4V와 스템에

Ti6Al4V를 사용한 것이 가장 접촉응력이 높은 것으로 나타났다.

유한요소 해석결과는 그동안 실험적으로 발표된 연구결과와 비슷하게 나타났으며, 인공 고관절의 비선형성(기하학적 비선형성, 재료의 물리적 비선형성, 비선형 경계조건)에도 불구하고 많은 부분이 일치하고 있어 인공 고관절의 제작시 유한요소법을 응용한 설계기법의 유용성을 확인하였다.

인공 고관절은 보행시 각기 다른 하중조건에 따라 재료의 특성에 의해 그 접촉응력이 변화하며, 인공 고관절의 수명에 영향을 미치며, 심한 마찰력에 의해 국부적인 온도 상승효과 까지 있는 것으로 알려져 있다.

이런 온도 상승은 신경계에 영향을 미쳐 시술자가 신경계의 손상을 입을수도 있으므로, 인공 고관절에서의 접촉거동에 따른 열과 혼합된 유한요소 해석이 필요하다.

참고문헌

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 Muscular Load Sharing and Joint Forces in the Lower Extrimitities during Walking," J. of Biomechanics, Vol. 8, pp. 89~102., 1975.
4. Cynthia C. Norkin, Pamela K. Levangie, "Joint Structure & Function," F. A. Davis, 2nd ed. 1992.
5. Ravaglioli, A., Krajewski, A., "Bioceramics - Materials, Properties, Applications," Chapman & Hall, 1992.
6. Joon B. Park, Roderic S. Lakes, "Biomaterials - An Introduction," Plenum Press, 2nd ed. 1995.