무릎인공관절의 하중에 따른 내구성에 관한 해석적 연구

조재웅¹

¹공주대학교 기계자동차공학부

Analytical Study on Durability due to the Load of Artificial Knee Joint

Jae-Ung Cho¹

¹Division of Mechanical &Automotive Engineering, Kongju National University

요약 본 연구에서는 텅스텐합금강의 상부구조와 폴리에틸렌소재로 구성된 하부구조의 무릎 인공관절이 하중을 받았을 때에 인공관절의 하중분포와 인공관절의 설치를 위한 지지구멍에 가해지는 응력분포예를 유한요소해석에 의하여 연구하였으며, 이러한 결과들을 이용하여 실험에 대한 실험을 위한 기초자료를 얻을 수 있었다. 상부구조의 모서리 끝부분부터 하중이 집중되어 크랙이 발생되며 이는 의학계에 보고된 인공관절파손에 의한 조직괴사사례와 그 거동이 일치하였다.

주제어 : 인공관절설계, 유한요소모델, 상당응력, 연결

Abstract The artificial joint is consisted with the upper structure of tungsten alloy steel and the lower part of polyethelene are applied with load. When this joint is applied with load in this study, the load distribution at the joint and the stress distribution of support hole to install the joint are investigated by finite element analysis. These results can be utilized at obtaining the basic material to have the experiment for the real thing. The crack is initiated as the load is concentrated at the end of corner on the upper structure. This behavior is in accord with a case of tissue damage due to the breakage of artificial joint reported at medical science.

• **Key Words** : Artificial knee design, Finite element model, Equivalent stress, Joint

1. 서론

국내의 노인인구세대의 비율은 해마다 증가하여 ‘뉴 실버세대’라는 말까지 나오고 있다. 새롭게 나타난 이들 노인세대의 특징은 바로 활동적인 여가활동을 즐긴다는 것이다. 그래서 나이가 들며 연골이 손상되며 나타나는 무릎통증을 없애기 위해 ‘관절 치환술’로 불리는 무릎 인공관절 시술을 받게 된다. 해마다 그 시술건수가 늘어나며 국내외 의료기기산업에서 무릎인공관절은 새로운 블루오션으로 의료기기 산업에서 자리잡게 된다. 무릎 인

공관절은 가혹한 환경에서 구동되는 기계부품이기도 하다. 통상 체중의 2.5 ~ 3배의 압력이 지속적으로 작용하며, 등산을 하게된다면 올라갈시에는 5배, 하산시에는 7 배의 압력을 고스란히 받게되며 체중이 늘때마다 중력방향으로 가해지는 압력은 체중의 3배이다. 이러한 가혹한 환경 속에서 가동되다 보니 무릎인공관절의 내구성은 그 무엇보다도 중요하다. 국내에서 시술되는 대부분의 인공관절은 주로 수입산을 사용하는 있는 실정이다. 하지만 좌식생활이 많으며, 서양인에 비해 무릎을 굽히는 각도인 전경각도가 더 크다는점이 시술되는 인공관절에는 고

*교신저자 : 조재웅(jucho@kongju.ac.kr)

접수일 : 2014년 3월 10일, 수정일 2014년 5월 21일, 게재확정일 : 2014년 5월 27일

려되어 있지 않다. 이러한 문제점으로 국내 의료사고에는 인공관절의 골격내 파손으로 인한 조직괴사 사례는 해마다 증가하고 있는 추세이다[1-4]. 인공관절은 신체내 부에서 구동되는 특수한 환경속에 있기 때문에 그에 대한 내구성의 신뢰도가 무엇보다 중요하다. 본 연구에서는 CATIA를 통한 모델링과 Ansys를 통한 유한요소해석을 통하여 하중이 중력방향으로 가해졌을 시에 무릎인공관절의 응력분포를 확인하며, 이를 통해 무릎인공관절의 역학적인 메커니즘과 인공관절의 하중이 가해질 때의 하중의 이동방향을 예상하며 한국인의 체형에 최적화된 인공관절 설계[5,6]에 이바지 할 것으로 사료된다.

2. 모델의 해석 조건 및 결과

Fig. 1은 해석에 사용된 관절부위의 모델링을 CATIA를 이용하여 3D모델링을 실시하였다. 해석의 편의와 값의 정교한 도출을 위해 단순화 과정을 통하여 오류가 일어날 수 있는 부위를 최소화하였다. 모델링은 미국 스트라이더社의 'Triathlon' 무릎인공관절을 토대로 설계하였으며, 본 인공관절은 티타늄합금의 상부인공관절과 하부인공관절 지지부, 반월판을 대체하기 위해 폴리에틸렌 소재의 라이너를 사용한 것이 특징이며, 대한민국에서 가장 많이 시술되는 대표적인 인공관절이다. 해석을 위해 모델링된 부위는 상부 대퇴골절(Femur)과 하부 대퇴골절중 인공관절을 포함한 영역을 연구영역으로 설정하였다. 물성치는 Ansys의 기본물성치를 입력하지만 대퇴골절의 경우 의학계에 업로드된 자료들의 평균치를 통하여 구하였으며 이는 Table. 1에 나타나 있다.

[Table 1] Property of material

Intent	Value
Young's Modulus(GPa)	11.160
Poisson's Ratio	0.24
Bulk Modulus(MPa)	7153.8
Shear Modulus(Mpa)	4500
Yield Strength	310
Tensile Strength(Mpa)	350

연구에 사용된 표본의 총 길이는 395mm이며 인공관절이 포함된 총 중량은 3kg이다. Fig. 1과 같이 Ansys상에서 해석을 위한 Mesh의 질점과 요소의 수는 336,685개와 197,499개로 조밀한 Mesh를 통해 정교한 해석값을 도출할 수 있도록 하였다.

[Fig. 1] Configurations of meshes

[Fig. 2] Model of specimen

해석을 위해 1차적으로 CATIA에서 어셈블리 기능을 통하여 Fig. 2의 모양으로 조립을 하였다. 이후 Ansys에서 결합조건을 설정하였다. 상부골격과 상부 인공관절에는 Bonded를 적용하였으며, 하부골격과 인공관절에도 동일한 조건을 부여하였다. 다음으로 상부인공관절과 하부인공관절의 폴리에틸렌소재의 라이너는 Frictional의 조건을 주어 실제의 상황에 최대한 비슷하게 맞추려 하였다. 다음으로 인공관절에 작용하는 힘과 지지점은 상부의 면적에서 하중의 3배에 달하는 힘을 부여한다. 일상 생활에서 우리가 걷는 가장 간단한 동작조차도 관절에서는 주기마다 체중의 3배가 가해지는 환경에 놓이게 된다. 1N = 9.8kgf의 공식을 통해 60kg의 체중을 가진 노인이 걷는 것을 가상하였으며, 1초간의 인터벌간격을 줌으로 한발씩 걸음을 옮기는 것을 가상하였다. 또한 이때 가해지는 하중이 무릎인공관절의 어느 부위에 어떤 형상으로 하중이 이동하여 크랙이 생기며 이로 인해 피로파괴가 진행되는지를 알아보고자 했으며, 지지를 위한 상부와 하부 인공관절의 지지볼트와 지지구멍의 전단과 크랙 파괴의 모습을 관찰하고자한다. 해석결과는 총 5가지로 분류하였다. 첫 번째로, 상부 인공관절과 맞닿아있는 상부골격, 상부골격과 맞닿은 상부 인공관절, 하부 인공관절의 트래야와 맞닿은 하부골격, 하부골격과 맞닿은 하부인공관절, 지지볼트와 지지구멍에 대략 응력해석을 실시하였다. Fig. 3은 상부 인공관절과 맞닿아있는 상부골격

에 대한 해석결과이다. 상부골격에서는 지지구멍에 하중이 집중됨을 보여주고 있다. 이를 통해 인공관절에 채증이 실린다면 이는 상부골격에 2.45MPa로 약 25kg의 하중이 작용하고 있다. 상부 골격의 지지구멍은 지름이 약 25mm에 불과함을 감안한다면 이는 좁은 면적에 높은 힘이 가해지고 있기 때문에 크랙이 발생되며 나이가 들에 따라서 골밀도가 낮아짐을 감안한다면 이는 매우 위험한 수치다.

[Fig. 3] Equivalent stress at femur of upper part

두 번째로, Fig. 4는 상부 인공관절과 골격이 맞닿는 면적에 대한 응력해석결과이다. 그림에서 보듯이 상부파트의 모서리 선단부분에서 최대응력이 발생되고 있으며 이는 약 22kg의 하중이며 주변응력은 13~22kg의 하중이 분포되며 최고 응력발생지점에서 크랙이 발생되기 시작한다면 이는 하중의 전파로 이어져 마치 한번 찢어지기 시작한 종이를 마저 찢는 데에 큰 힘이 들지 않는 것과 같이 크랙이 이동하며 골격의 구조붕괴가 우려된다.

[Fig. 4] Equivalent stress at artificial joint of upper parts

세 번째로, Fig. 5는 인공관절이 설치된 하부골격에 대한 응력해석 결과이다. 최대 응력발생지점은 지지구멍가 들어가는 지지구멍주위에서 발생됨을 볼 수 있다. 또한 응력해석 결과에서 두 지지구멍사이의 공간에서도 높은 응력이 발생됨을 볼 수 있다. 이를 통해 한쪽의 지지구멍에서 크랙이 발생한다고 가정했을 때 이는 곧 다른 지지구멍과 이어져 골격의 2차 피해를 줄 수 있다. 또한 가운데에 집중된 응력해석결과가 의미하는 또 다른 의미는 가운데에 하중이 몰린다는 것이다.

[Fig. 5] Equivalent stress at femur of lower part

이는 네 번째 응력해석 결과인 인공관절 하부파트의 라이너 해석결과인 Fig. 6에서 보듯이 라이너의 비정상 마모를 유발할 수 있다. 이렇게 떨어져 나온 라이너는 조직에 박혀 조직괴사를 유발하게 된다.

[Fig. 6] Equivalent stress at artificial joint of lower parts

여태까지 살펴본 골격과 인공관절에서의 4가지 응력 해석결과에서 보여주는 공통적인 응력해석결과가 있다. 응력이 집중되는 구간은 가장 끝 모서리에서 조금 안쪽에서 분포되거나 모서리에서 최대 응력이 발생하는 것을 볼 수 있다. 또한 그 주변에서도 최대응력 아래의 높은 응력들이 계단식으로 분포되어 있는 형상을 볼 수 있다. 이것은 한 지점에서의 응력집중을 통해 크랙이 발생하게 된다면, 이는 위와 같은 응력분포를 지나며 크랙이 연속적으로 발생하며 종단에는 크랙으로 인한 인공관절의 파손을 예상할 수 있다. 골격의 측면에서 본다면 본 연구의 대상은 젊은층이 아닌 노인세대에 대한 것임을 다시 한번 상기해야 한다. 인간이 60세를 넘어가게 된다면 뼈속의 칼슘은 혈액내로 서서히 녹아나오게 되어 뼈의 골밀도가 점점 낮아지게 된다. 이로 인해 노인세대에 대한 골다공증이나 관절염의 위험성이 다른 세대에 비해 굉장히 높은편인데, 이렇게 골밀도가 낮아진 상태에서 지속적으로 높은 압력이 계속해서 장시간 노출될 경우 피로파괴에 의한 인공관절의 파손과 골절의 크랙 파손으로 인한 구조붕괴를 염려해 볼 수 있다. 이러한 관점에서 볼 때 Fig.7도 또한 같은 맥락으로 볼 수 있다.

[Fig. 7] Supporting bolt(A) and hole(B) stresses

(A)에서 보듯이 지지볼트의 응력은 상부 인공관절부위에서 가장 큰 것으로 나타난다. 2.448MPa로 약 25kg의 하중이 지지볼트에 걸리는 것을 확인할 수 있다. 이는 체중이 실릴 때 가장 많은 하중이 집중되는 곳은 상부 인공관절의 지지볼트라는 점이며, 지지볼트의 지름이 25mm인 점을 감안했을 때, 면적당 받는 압력이 매우 높다. 이를 토대로 지속적인 압력이 장시간 가해진다면, 피로의 축적으로 인해 지지볼트의 한계응력에 다다르게 될 것이며, 종단에는 골격내에서의 피로파괴라는 최악의 경우에 도달할 수 있다. 인공관절은 오직 두 개의 지지점을 토대

로 체중을 지지한다. 이 두 개의 지지점 중 어느 하나라도 잃게 된다면 몸을 바로 세우는 것조차 어려울 것이다. 그리고 Fig.8은 정상인과 노령인구의 골밀도를 보여준다.

[Fig. 8] Densities of mineral bones of normal (A) and elder (B) people

충충한 벌집구조의 골밀도(A)와 노인인구의 골밀도(B)를 비교해 본다면 이제까지의 연구결과가 더욱 명료해 질 것이다. 노인세대의 골밀도(B)를 보자면 (A)와 비교했을 때 골밀도를 이루는 구조자체도 가늘며, 그 구조 또한 조밀한 형태가 아니다. 이런 상태의 골격에 티타늄합금의 지름 25mm 원형봉이 지속적으로 압력을 가한다고 했을 때, 그 피로가 누적된다면 점점 짓눌리다가 서서히 금이 가기 시작될 것이다. 이것이 기존의 인공관절의 가장 큰 문제점이다.

이와 같은 문제점은 지지구멍에서도 나타난다. 하부의 지지구멍이 받는 총 응력은 0.86MPa로 약 8.6kg에 해당한다. 따라서 이와 같은 응력이 뼈의 지지구멍으로 전파되며, 이로 인한 크랙이 예상된다. 위의 응력해석결과에서 보듯이 지지구멍의 주위로는 높은 압력이 집중됨을 볼 수 있다. 하중이 중력방향으로 가해지다보니, 면적당 위당 압력이 가장 높은 지지구멍주위로 몰리고 있는 것이다. 인공관절의 고정을 위해 골격을 깎아내는 과정에서 이는 더 심해 질 것이다.

인공관절이라는 것은, 하루 이틀 착용하는 의료보조구가 아닌 한번 신체내부에 삽입되면 10년이상을 사용하는 제품이다. 따라서 위와같은 위험요소는 분명히 개선되어야 할 사안이다.

3. 결론

본 연구를 통하여 티타늄합금과 폴리에틸렌소재의 무릎인공관절에 체중이 가해질 때, 다음과 같은 결론을 도

출할 수 있었다.

1. 무릎인공관절에 체중에 달하는 하중이 가해졌을 때, 크랙이나 장기간의 피로누적으로 파손될 수 있는 부위에 대하여 그 위험성에 대해 알아 볼 수 있었다.
2. 본 연구를 통하여 얻어진 무릎관절의 역학적 메커니즘과 인공관절을 삽입했을 때 나타나는 역학적 메커니즘에 대한 결과와 충격피로 실험을 통해 무릎관절에 가해지는 피해량에 대한 결과를 병리학적 측면에서 이해할 수 있는 방법을 제시할 수 있다.
3. 본 연구는 실제 시험을 위해 실시된 시뮬레이션 해석으로 다음의 실제실험을 위한 기초연구자료로 사용되며 실제실험과의 비교분석자료를 제공할 것이다.

감사의 글

본 논문은 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업지원을 받아 수행된 것임. (2011-0006548)

REFERENCES

- [1] Ali M.Alsamhan, Rational analysis of human artificial knee replacements, Engineering science, pp. 49-54, 2013.
- [2] Paul F. Lachiewicz, Fixation Survival and Osteolysis with a Modern Oosteror - stabilized Total Knee Arthroplasty, The Journal of Arthroplasty, pp. 66-70, 2014.
- [3] Paul F. Lachiewicz, MD, Elizabeth S. Soileau, Fixation, Survival and Osteolysis with a Modern Posterior-Stabilized Total Knee Arthroplasty, The Journal of Arthroplasty, pp. 57 - 60, 2014.
- [4] Sven Herrmann ·Christoph Woernle Michael Kaehler ·Roman Rachholz ·Robert Souffrant · János Zierath ·Daniel Kluess·Rainer Bader, HiL simulation for testing joint stability after total knee arthroplasty, Multibody Syst Dyn, pp. 55 - 67, 2012.
- [5] M. M. Davoodi, N. A. Abu Osman, A. A. Oshkour, M. Bayat, Knee Energy Absorption in Full

Extension Landing Using Finite Element Analysis, 5th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering 2011 IFMBE Proceedings, Vol. 35, pp. 175-178, 2011.

- [6] M.S.A. Megat Ali, N. Shariffudin, A.H. Jahidin, M.H. Mat Som and A.N. Norali, A Preliminary Study: Finite Element Analysis of an Artificial Knee Implant Design, 2010 IEEE Symposium on Industrial Electronics and Applications (ISIEA 2010), pp. 3-5, 2010.

저자소개

조 재 웅(Jae-Ung Cho)

- Feb. 1980 : Inha University, B. S. in Mechanical Engineering
 - Feb. 1982 : Inha University, M. S. in Mechanical Engineering
 - Aug. 1986 : Inha University, , Ph. D in Mechanical Engineering
 - 1988 ~ Present : Professor, Div. of Mechanical & Automotive Engineering, Kongju National University
- <Field of Specialization> :
Fracture Mechanics(Dynamic Impact)
Impact Fracture of Composite Material
Fatigue and Strength Evaluation
Durability and Optimum Design
Design & Analysis of Machine & Automobile