

FEM을 이용한 cement type hip implant의 stem 단면형상에 따른 응력분석

박흥석*(KIST), 이문규(KIST),
전흥재(연세대 기계공학부), 최귀원(KIST 의과학연구센터)

The Stress analysis for a sectional stem shape of cement type hip implant using the finite element method

H. S. Park(KIST), M. K. Lee(KIST), H. J. Chun(Yonsei Univ.), K. W. Choi(KIST)

ABSTRACT

The choice of suitable hip implant is one of important factors in total hip replacement (THR). In clinical view points, improper adaptation of hip implant might cause abnormal stress distribution to the bone, which can shorten the lifespan of replaced hip implant. Currently, interest in custom-designed hip implants has increased as studies reveals the importance of geometric shape of patient's femur in modeling and designing custom hip implants. In this study, we have developed the custom-designed hip implant models with various sizes in hip implant, and the stress distribution in the bone was analyzed using Finite Elements methods. It was found that minimizing the gap between implant stem and femoral cavity is crucial to minimize stress concentration in the bone.

Key Words : hip implant(인공고관절), FEA(유한요소해석), stem shape(스텝형상)

1. 서 론

여러 가지 관절질환으로 인하여 정상적인 기능이 불가능한 관절의 기능을 회복시키기 위한 방법으로 현재 가장 널리 사용되고 있는 것이 인공관절을 이용한 고관절전치환술(total hip replacement)이다.[1] 현재 일반적으로 이루어지고 있는 고관절 전치환술의 성공률은 95% 이상으로 매우 높은 편이지만, 그 수명은 평균 15년 정도로 이후에는 재수술이 요구되며, 이는 환자에게 매우 큰 신체적, 정신적, 경제적 손실을 가져오게 된다. 현재 일반적으로 사용되고 있는 대부분의 인공관절은 규정된 치수를 가지고 미리 제작된 형태로서 개인마다 다른 해부학적 신체 특성을 정확하게 반영하기 어려우며, 이로 인해 인공관절의 수명단축을 유발할 수 있다. 환자의 해부학적 신체 특성을 정확하게 반영한 인공관절의 사용은 단기적인 수술성공률을 떠나 장기적인 안정성 확보에 기여할 수 있으며, 향후 발생할 수 있는 환자나 의료진의 수고를 덜어줄 수 있다.

본 연구의 목적은 인공고관절 형상에 대한 설계 변수를 선정하여 변수에 따라 인공관절을 자동으로 설계할 수 있는 설계 자동화 프로그램을 구현함에 있고, 이에 따른 구조해석으로 인공 고관절의 특정 형상 변수가 대퇴골 및 시멘트응력에 미치는 영향

을 분석하는 데 있다. 이는 차후에 환자의 신체특성에 적합한 맞춤형 인공고관절을 설계 및 제작하는 데 기초 자료로 사용될 수 있으리라 사료된다.

2. 방 법

2.1 인공 고관절 설계 자동화

환자마다 다른 대퇴골의 해부학적 특성을 변수화 시켜 이것을 인공고관절 설계단계부터 반영함으로써 전체적으로 설계를 반복하는 것을 피하고 간단한 인터페이스를 통해 변수를 입력하면 기본형태를 유지하며 인공관절의 형태나 크기를 자유롭게 변경하기 위해 설계 자동화 프로그램을 구현하였다. (Fig.1) 인공관절 설계에는 CATIA(V5R14)를 사

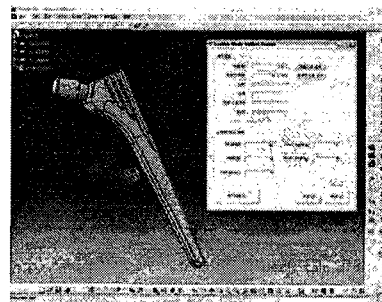


Fig. 1. The interface of auto design program

용하였으며 환자의 간단한 정보나 변수들을 저장, 관리하기 위해 excel을 사용하였다. 마지막으로 visual basic과 CATIA API를 이용하여 각각의 프로그램들이 하나의 인터페이스 상에서 연동하여 작동할 수 있도록 하였다.

2.2 유한요소 모델링

인공관절 모델은 neck angle, neck length, stem length, stem wide, stem thickness의 값을 설계 매개변수로 사용, CATIA를 이용하여 설계하였으며, 위와 같은 매개변수들을 독립적 혹은 복합적으로 변경하여도 기본 형태를 유지한 상태로 전체적인 사이즈 변경이 가능하다. 본 연구에서는 stem의 단면 형태를 변경하기 위해 stem thickness를 설계 변경 변수로 설정하여 설계 자동화 프로그램을 통해 총 5개의 모델을 설계하고, 이렇게 설계한 인공관절과 각 인공관절 모델에 따른 응력해석을 위한 femur를 hyperworks 6.0을 이용하여 유한요소 모델링 하였다. 모델 해석을 위한 전체적인 로딩 및 구속조건, 물성치 등은 J. Srtolk[2]의 논문을 참고하였으며 각 모델은 isotropic 하다고 가정하였다. 완성된 FE모델은 ABAQUS 6.5를 사용하여 static 조건으로 해석하였다.(Fig.2)



Fig. 2. FE modeling

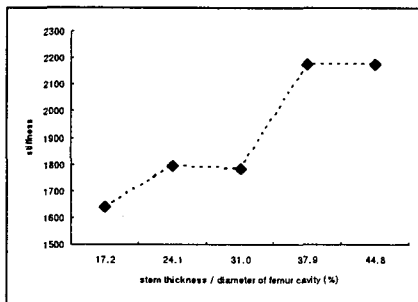


Fig. 3. The relationship between stiffness and the thickness of hip implant

3. 결 과

일반적으로 특정부위에 하중에 의한 응력집중이 과도하게 발생할 경우 골조직이 피사하여 인공고관절 전치환술의 주요한 실패 원인이 된다. 따라서 최대응력의 최소화 및 그 분포 정도는 주요한 관심 대상이 될 수 있다. 인공고관절의 단면적이 넓어질수록 그 stiffness는 증가함을 알 수 있는데, 이는 단면적이 넓어짐에 따라 탄성계수가 상대적으로 작은 망상골의 면적이 줄게 되므로 전체적인 stiffness가 증가하는 것이라 사료된다.(Fig.3) 각 그래프의 x축 값은 본 연구에서 변수로 사용한 인공관절의 두께와 두께를 측정된 부분과 동일한 지점의 대퇴골 내강 직경의 비를 퍼센트 단위로 표시한 것이다. 각 조직에 대한 최대응력 및 평균응력의 경향성을 살펴보면 그 값이 점점 줄어들어 경향성을 갖는 것처럼 보이나 실험에 사용한 모델의 개수가 제한적인 것을 감안한다면 이것으로 경향성 여부를 판단하기에는 아직 무리가 있다고 생각되며, 이에 대해서는 지속적인 고찰이 필요하다.

4. 토 의

환자의 신체특성에 최대한 정확하게 부합하는 맞춤형 인공관절은 장기적인 안정성 확보에서는 더 유리하지만, 이러한 방식은 설계, 제작에 필요한 노력과 시간에서 일반적인 인공관절보다 비효율적일 수밖에 없다. 그러나 일반적인 인공관절을 사용하여 수술 했을 경우, 향후 발생 가능한 재수술의 경우를 고려한다면, 맞춤형 인공관절은 장기적으로 환자에게 더 효율적일 수 있다. 본 연구에서는 효과적인 설계변경을 위한 설계자동화 프로그램을 구현하였고 이에 따른 인공관절 및 주변부에 가해지는 응력을 분석하였으나, 결과 부분에 대해서는 향후 더 다양한 사이즈의 모델을 사용한 추가실험이 요구 된다.

후 기

본 연구는 2005년도 산업자원부지정 핵심연구개발사업 실버의료기기 핵심기술개발 연구비에 의하여 연구되었음.(과제번호: 10022725-2005-12)

참고문헌

1. Jeffrey N Katz, "Total joint replacement in osteoarthritis". Best Practice & Research Clinical Rheumatology, Vol.20, pp.145-153
2. J. Stolk et al., "Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains in pre-clinical tests", Journal of Biomechanics, Vol.35, pp.499-510