

대퇴골 근위부 골흡수가 인공 고관절 대퇴 stem에 미치는 응력에 관한 연구 - FEM을 이용한 분석

김성곤*

=Abstract=

A Finite Element Analysis of Stress on the Femoral Stem with Resorption of Proximal Medial Femur after Total Hip Replacement

Sung Kon Kim*

In clinical orthopaedics, bone resorption in the cortex is often seen post operatively on X-rays or bone densitometry after total hip replacement (THR) in the form of cortical osteoporosis or atrophy.

Stress shielding of bone occurs, when a load, normally carried by the bone alone, is shared with an implant as a result, the bone stresses are abnormal and with remodelling analysis this may cause extensive proximal bone resorption, possibly weakening the bone bed to the point of failure.

The author made finite element models of the cemented and non-cemented type implanted femoral stem with bone resorption of the proximal medial femur and studied the feed back effect of the various degree of bone resorption to THR system by parametric analysis on the stress of the femoral stem and interface.

The results of the present finite element analysis implied that the extent of proximal bone resorption has the effect of more increasing stress on the distal stem tip, cement mantle and interface in both type of femoral stem and this high distal stress possibly can cause the mechanical failure of loosening or failure after THR.

Key words : Proximal bone resorption, Finite element analysis, After THR, Mechanical failure

서 론

인공 고관절 대치술(total hip replacement)후 대퇴골은 인공관절 대퇴 stem 주위에 둘러쌓여서 확실히 수술전과는 전혀 다른 환경의 변화를 맞게되어 수술전에 대퇴골이 받던 응력(stress)이나 변형도(strain)보다 훨씬 적은 응력 및 변형도를 받게된다. 이와같은 현상은 응력방패(stress shielding)현상이라고 하며, 장기적으로는 대퇴골 근위부

특히 calcar 부위에 골흡수(bone resorption) 현상을 일으키는 원인이 된다^{7,9)}. 임상적으로 인공고관절 대치술후 대퇴골 근위부 내측에 발생하는 골흡수의 정도는 매우 다양하며, 골흡수 정도에 따라 대퇴 stem을 바쳐주는 골의 기반으로서 역할이 달라질 것이다^{2,4)}. 이와같은 골흡수 현상은 장기적으로 인공고관절 대퇴 stem의 해리(loosening)의 원인이 되며, 또한 인공관절 재치환술(revision surgery)시 골의 기반이 약화되어 수술시 어려움에 봉착하게 되는 해

* 고려대학교 의과대학 정형외과학교실

* Department of Orthopaedic Surgery, College of Medicine, Korea University

통신저자: 김성곤, (152-050) 서울시 구로구 구로동 80번지 고대 구로병원 정형외과, Tel. (02) 864-5111, Fax. (02) 863-4605

결되어야 할 심각한 문제이다⁶⁾. 인공관절이 삽입된 대퇴골의 응력 및 변형도의 변화에 대한 연구는 실험적 방법에 의하여 광범위하게 연구되어 왔으나, 실험적 방법에 의한 연구는 구조물내의 응력은 분석할 수 없으므로 이 방법에 의한 골이나 인공관절의 하중(load)의 전달에 대한 완전한 평가는 어렵다⁶⁾. 본 연구에 사용된 Finite Element Method (FEM)은 현재 공학의 여러분야에서 광범위하게 사용되고 있는 구조해석을 위한 최첨단 공학계산 방식으로서 정형외과 분야에서도 최근 인공관절의 발달과 더불어 도입된 이후에 특히 불규칙한 형상과 특성을 가진 골 및 인공관절의 구조물내의 응력분석에 없어서는 안되는 가장 중요한 도구로 현재 이용되고 있다^{6), 16)}. 정형외과 인공관절 연구분야에서 사용되고 있는 모델은 생체조직이 갖는 역학적 복잡성 때문에 2차원이나 3차원 모델이 공히 각각의 한계점을 갖고 있으므로 그 연구목적에 따라 선택되고 있다^{8), 15)}.

인공관절 대치술에서 만들어진 응력의 양상은 고관절에 부하된 힘의 특성과 인공관절의 고안 및 재질, 어떠한 방법에 의하여 인공관절을 대퇴골에 고정시켰느냐에 따라 다르므로 각각의 상호관계를 연구하는 것이 중요하다.

본 연구의 목적은 인공고관절 대치술후 임상적으로 흔히 발생되는 대퇴골 근위부 내측의 골흡수 정도가 역으로 인공관절 대퇴 stem 및 경계면에 미치는 역학적 영향을 분석하고자 하였으며, 이를 토대로 대퇴골 근위부 골흡수 정도가 인공관절의 역학적 실패의 원인에 미치는 영향을 평가하고자 하였다. 본 연구는 FEM을 이용하여 현재 임상적으로 가장 흔히 사용되는 고정방법인 시멘트 사용형과 골성장형(porous ingrowth)의 2가지 경계조건에 대한 모델링을 통하여 각각의 대퇴 stem 자체에 미치는 응력과 골-대퇴 stem 경계면 또는 시멘트-대퇴골 경계면에 미치는 응력분포의 변화를 분석하여 그 임상적 의의를 분석하였다.

모델링 및 분석방법

인공관절 구조물내의 응력(stress pattern)은 어떤 하나의 체중부하 조건에서도 대퇴 stem의 고정방법에 따라 응력값이나 응력양상이 다양하다. 그림 1은 시멘트를 사용하지 않은 골성장형 고정방법의 대퇴 stem의 FEM의 평면모델로서 이때 사용된 대퇴 stem은 Anatomic형(Zimmer)이었고, 그림 2은 시멘트를 사용하여 대퇴 stem을 고정하는 형의 FEM 모델로 이때 사용된 대퇴 stem은 Centralign™형(Zimmer)으로서 골성장형보다 크기가 적은 모양을 선택하였다. 시멘트 고정형의 대퇴 stem의 재질은 CoCrMd, 골성장형 대퇴 stem은 티타늄 합금을 선택하였다.

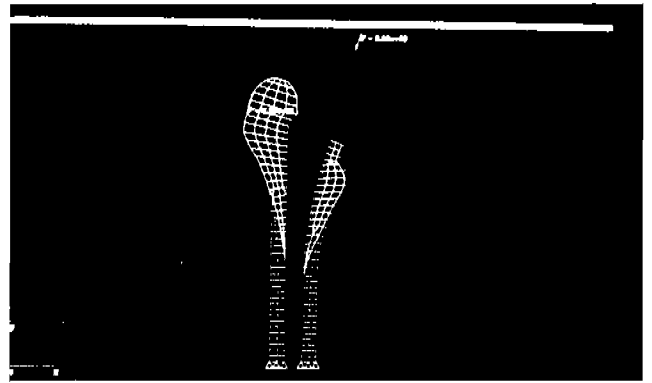


그림 1. 골성장형 인공고관절 대퇴 stem의 FEM 모델
Fig. 1. Two-dimensional FEM model of porous ingrowth type Anatomic™ Zimmer stem

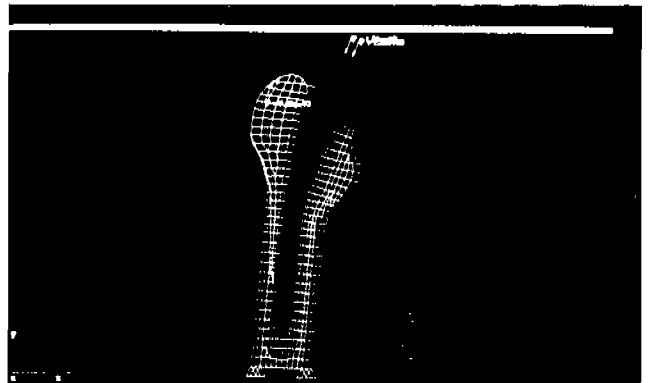


그림 2. 시멘트 사용형 인공고관절 대퇴 stem의 FEM 모델
Fig. 2. Two-dimensional FEM model of cement type fixation of centralign™ Zimmer stem

골-대퇴 stem 또는 시멘트-대퇴 stem의 경계면(interface)의 조건은 모두 완전한 bonded로 가정하였고, 마찰이 없는 것으로 가정하였다. 경계조건으로서 대퇴 stem에 부하되는 고관절력(hip reaction force)과 외전근력(abductor force)은 각각 3000N 및 950N으로 정하였으며, 대퇴 stem의 경부의 node의 중앙에 힘이 직접 전달되도록 하였다. 본 연구에 사용된 모든 재질은 선형-탄성(linear-elastic) 및 등방형(isotropic)으로 가정하였으며, 각각 사용된 물질의 탄성계수(elastic modulus)E의 값은 골피질(cortex) $E = 1.7 \times 10^4 \text{ MPa}$, 해면골(cancellous bone) $E = 1.0 \times 10^3 \text{ MPa}$, 골시멘트 $E = 2.0 \times 10^3 \text{ MPa}$, CoCrMd 합금 $E = 2.0 \times 10^5 \text{ MPa}$, 티타늄 합금 $E = 1.1 \times 10^5 \text{ MPa}$ 을 사용하였다. 상기 2가지 형태의 인공관절 각각의 대퇴골 근위부 내측골 피

질의 골흡수의 정도에 따른 대퇴 stem 자체 및 경계면의 응력치를 보고자 대퇴골 경부내측 절단면에서 대퇴골 하방 1.5cm에 이르는 대퇴골 근위부에 걸쳐 내측의 피질의 탄성계수를 $E=1.7 \times 10^4 \text{MPa}$ 에서 점차로 감소시켜서 심한 골흡수를 의미하는 골피질의 해면골 수준의 골흡수를 의미하는 $E=1.0 \times 10^3 \text{MPa}$ 까지 변화시켜서 각각의 정도에서의 대퇴 stem 및 경계면의 응력의 변화를 분석하였다.

결 과

본 연구에서 2차원 대퇴 stem 모델을 이용하여 인공고관절 대치술에 미치는 von Mises 응력의 최대치는 500MPa, 최소치는 6.23MPa 였다. 시멘트 사용형 대퇴 stem은 전체적으로 대퇴 stem의 내측면 전장에 걸쳐 비교적 균일한 응력의 분포를 보여주었으며, 대퇴 stem의 근위 1/2 부위가 원위 1/2 부위보다 약 1.5배의 응력치를 보여주었고, 그러나 대퇴 stem하단 근처의 시멘트 mantle에 미치는 응력은 매우 높았다(그림 3). 이것은 대퇴골 근위부 내측 피질의 탄성강도를 점차로 해면골(cancellous bone) 수준으로 떨어뜨릴수록 시멘트 mantle 주위의 응력치가 약간씩 증가하였다(그림 4).

또한 대퇴 stem 원위단 부근의 시멘트-골 경계면(cement-bone interface)과 인접대퇴골 피질이 받는 응력도 매우 높은 응력집중현상을 보여주었고 이것은 대퇴골 근위부를 해면골 정도로 골흡수를 가정하였을때 최대 응력치를 나타내었다. 대퇴골 내측골 피질을 통한 응력전달은 시멘트 고정형의 경우 가능하였으며, 이것은 골흡수가 진행되어도 약간의 응력은 계속 발생되었다(그림 3).

시멘트를 사용하지 않는 골성장형 대퇴 stem의 응력전달은 매우 달랐으며, 이 경우 대퇴 stem의 calcar 부위 이하에서부터 대퇴 stem 전장의 중간부위에 이르기까지의 대퇴 stem 내측면에 최대의 응력집중 현상을 나타내었으며, 대퇴 stem의 하단과 이에 인접하는 대퇴골의 외측피질에는 비교적 낮은 응력치를 보여주었다(그림 5). 역시 대퇴 stem의 하단부위의 대퇴 stem-골 경계면의 응력치는 비교적 높았으며, 이 현상은 골흡수를 증가시킬수록 대퇴 stem 원위부 주위 및 골피질에 미치는 응력집중 현상은 약간씩 증가되었다(그림 6).

골성장형 stem의 경우 대퇴골 근위부 내측 피질은 응력이 전달되지 않은 응력방패 현상이 여전히 존재하였으며, 골흡수 정도에 따른 응력의 더이상의 변화를 보이지 않았다(그림 5, 6). 본 연구에서 골성장형 대퇴 stem의 응력전달 양상 및 응력크기는 시멘트형과 비교하여 불패 대퇴

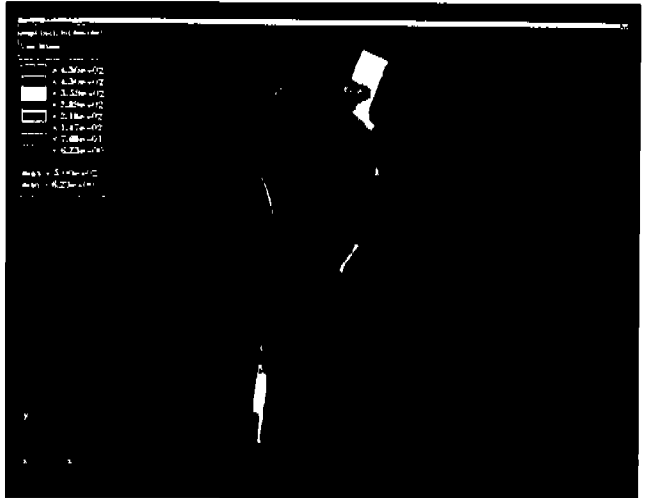


그림 3. 시멘트 사용형 대퇴 stem의 von Mises 응력을 받는 화면

Fig. 3. Configuration of von Mises stress in cemented femoral stem after loading

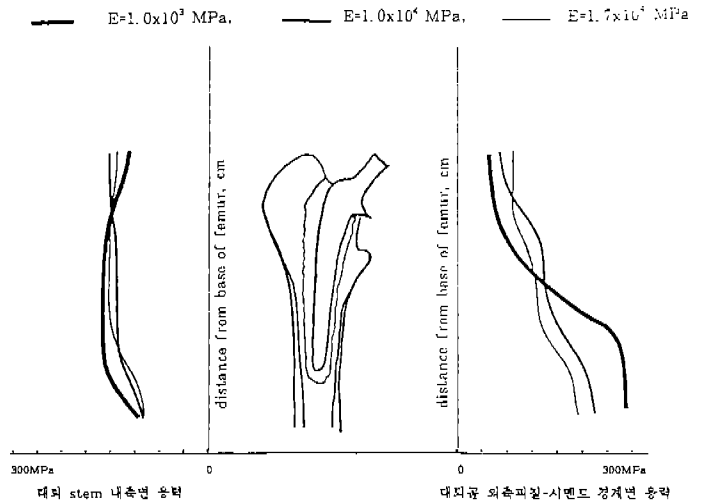


그림 4. 시멘트 사용형 대퇴 stem의 von Mises 응력치

Fig. 4. Diagram of stress value in cemented femoral stem under various bone resorption

stem의 내측면에 심한 응력집중을 받고 있으며, 대퇴골 근위부 내측의 응력방패 현상이 심하고 대퇴 stem 원위단에 인접한 대퇴골 피질에 시멘트 사용형 stem 보다 적은 영역에 국한된 응력전달을 보이고 있으며, 이때 응력치는 시멘트형보다 매우 낮았다. 시멘트 사용형 대퇴 stem의 경우 골흡수 정도를 증가시키더라도 대퇴골 근위부 내측 골피

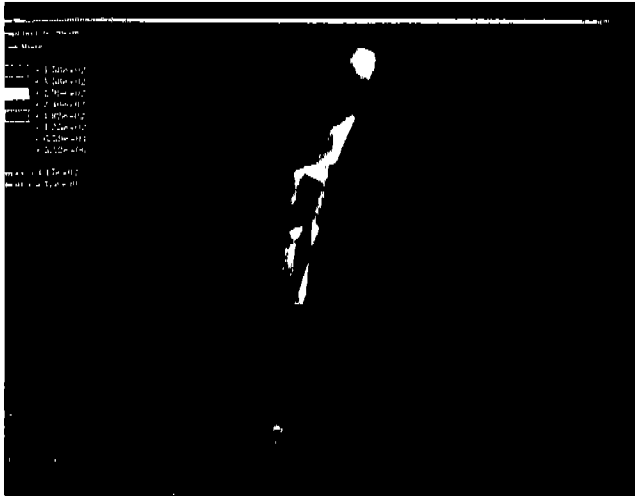


그림 5. 골성장형 대퇴 stem의 von Mises 응력을 받는 화면
 Fig. 5. Configuration of von Mises stress in porous ingrowth femoral stem after loading

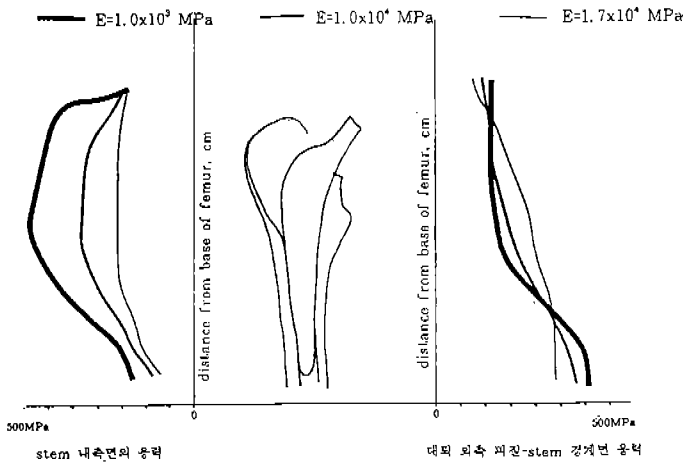


그림 6. 골성장형 대퇴 stem의 von Mises 응력치
 Fig. 6. Diagram of stress value in porous ingrowth femoral stem under various bone resorption

질에 응력전달이 유지되고 있었으며, 전체적으로 시멘트 사용형 대퇴 stem형은 골흡수 정도와 관계없이 대퇴 stem 전장에 걸쳐 비교적 균일한 응력 발생되었으며, 응력집중 현상은 볼 수 없었다. 시멘트 사용형과 골성장형 대퇴 stem 공통점은 골흡수 정도가 심할수록 각각의 대퇴 stem 원위단의 골-시멘트 경계면이나 시멘트 mantle 또는 골-대퇴 stem 경계면의 응력집중 현상은 약간씩 증가되었으며 대퇴 stem 원위단에 인접한 대퇴골 외측 골피질의 응력집

중 현상도 증가되었다(그림 4, 6).

고 찰

FEM의 정형외과 영역의 도입은 1972년 Brekelmans³⁾ 등이 골의 응력분석에 도입된 이래 Rohlman 등¹²⁾은 비선형 모델을 이용하여 골성장형 대퇴 stem의 경계면에 대하여, Harrigan 등⁵⁾은 시멘트 고정형 대퇴 stem에서 해리(loosening)의 영향에 대하여 연구하는등 인공관절 응력과 관련된 연구가 꾸준히 증가되고 있다. 최근에 Rubin 등¹³⁾은 지금까지 FEM을 이용한 인공관절 분석의 한계점을 극복하여 골 피질과 해면골은 횡등방성(transverse isotropic)과 불균일성(inhomogeneous)으로, 대퇴골 형상은 QCT(qualitative computer tomography)방법에 의한 모델링, 실제에 가까운 고관절 힘의 부하조건을 도입하여 더욱 진전된 FEM에 의한 분석방법의 진전을 이루고 있다. FEM의 분석을 2차원으로 하느냐 3차원으로 하느냐는 풀고자 하는 문제의 성격에 따라 다르다. 이상적으로는 3차원 모델을 통한 분석이 이루어져야 하나 생체조직은 그 물질적 특성이 복잡한 조직이므로 아직까지 모든 문제에 대한 3차원적 분석은 제한되어 있다^{13, 16)}. 지금까지 인공관절 경계면 문제에 가장 많이 이용되어온 2차원 모델을 통한 분석은 그 분석의 결과가 상당히 현실적이거나 실험적 결과에 일치하였다 하더라도 2차원 모델이 갖는 한계로서 모든 생리적인 실제의 힘의 부하 양상을 분석할 수 없다는데 있으며, 또한 변위 값은 분석할 경우 3차원적인 강도를 무시하였을때는 과장된 결과를 나타내게 된다^{9, 11)}. Beaupre¹¹⁾는 2차원 대퇴골 형상을 통하여 골재생(bone remodeling) 분석을 통하여 고관절에 체중부하를 반복함으로써 정상 대퇴골과 동일한 골조직의 밀도분포를 보였다라고 하였고, Huiskes^{7, 8)}는 2차원 모델에 측면판을 복합하여 또다른 2차원 모델을 만들어서 3차원 구조의 효과를 볼 수 있었고, Verdonshot 등¹⁵⁾도 2차원 모델이 3차원 대칭성 모델과 동일한 응력분포를 보였다라고 하였다. 본 연구는 2차원 모델을 이용한 FEM 분석의 장점인 매개변수(parametric)분석을 통하여 대퇴골 근위부의 탄성치의 변화에 따른 인공관절 구조물 내의 응력양상의 변화를 보고자 하였으며, 이것은 정량적인 관점에서 보려는 것이 아니며, 동일한 모델의 조건에서 시멘트 사용형과 골성장형의 대퇴 stem이 받는 응력전달기전의 차이점을 알고자 2차원 모델을 이용하였다. 이러한 2차원 구조의 도해적 접근방식에 의한 결과의 해석은 절대적 수치의 의미보다 서로 상대적인 의미로 해석하여야 하며, 각각 다른 레의 부하전달 기전을 나타내

준다고 할 수 있다⁹⁾.

본 실험에서 인공고관절에 미치는 von Mises 응력의 최대치는 500MPa, 최소치는 6.23MPa로 시멘트 사용형과 골성장형을 비교하는 상대적 의미를 갖는다고 할 수 있다. 대퇴 stem의 FEM 연구는 비록 체중부하 전달원칙은 간단할지라도 체중부하의 특성, 주위시멘트, 피질이나 해면골의 탄성치, 경계면 조건 사용된 대퇴 stem의 재질 등에 따라 매우 다른 복잡한 응력양상을 보여주게 된다.

응력방패 현상은 대퇴 stem의 강도에 따라 다르며, 골성장형의 강도는 시멘트형보다 3.6배 높아서 그 결과 원위부 경계면의 응력은 근위부 응력전달을 회생하여 증가되고 이 부위의 골피질의 응력방패 효과는 증가된다고 하였다⁸⁾.

Huiskes는 Zweymuller SL 형의 2차원 모델을 사용하여 변형도 순응성 골 재생 (strain-adaptive bone remodeling) 이론을 이용한 골재생 프로그램으로 근위부 골흡수의 효과를 측정된 결과 원위부 대퇴 stem 끝 부위에서 매우 높은 경계면의 응력이 발생하였다고 하였다⁷⁾. 본 연구에서는 변형도 에너지 골재생 이론을 이용하지 않고 대퇴골 근위부 내측 골피질의 탄성강도만 변화시킴으로서 대퇴골 근위부의 Zimmer 형의 골성장형의 경우 골흡수의 정도에 따른 주로 대퇴 stem 원위단에 미치는 응력의 크기를 관찰하였으며, 이것은 변형도 순응성골 재생이론을 이용한 결과와는 임상적 문제점의 해석에는 별로 차이점이 없었다. 이것은 또한 사용된 대퇴 stem의 종류에 따른 결과 해석의 차이도 없다는 것을 의미 하였다.

경계면 응력양상의 비교는 시멘트 사용형의 경우 골성장형에 비하여 근위부 응력은 30% 감소되고 원위부는 4배까지 높은 응력을 보여주었으며, 시멘트 대퇴 stem의 응력양상은 stem의 1/3 부위에서 최대응력을, 원위단으로 갈수록 서서히 0이 되었다고 하였다⁸⁾. 본 연구의 시멘트 사용형의 경우도 유사한 결과를 보였으나 stem의 1/2 부위에서 걸쳐 최대응력을 나타내고 stem의 원위단 1/3에서 부터 응력이 0으로 되기 시작하였다. 본 연구에서의 최대응력치의 분포점의 차이점은 실험방법의 상이점과 실제 모델링에 사용된 대퇴 stem의 형상(geometry)이 다른점이 결과에 영향을 준 것으로 추정된다. 그러나 대퇴 stem의 원위단 부근의 응력이 0이 되는 것은 사용된 대퇴 stem의 형상과 관계없이 서로 일치된 결과로서 이것은 시멘트 사용형의 대퇴 stem이 갖는 공통된 응력전달 기전의 특징이라고 해석할 수 있다. 최근의 변형도-순응성 골재생 이론을 사용한 응력방패 현상과 골흡수와의 관계에 대하여 결국 시멘트 사용형의 경우 대퇴골 근위부 내측의 골흡수가 증가 될

수록 하중의 전달이 대퇴 stem의 근위부에서 원위단 경계면으로 이동하여 응력발생이 stem 하단의 시멘트 mantle에 집중되어 임상적으로는 이것이 반복되어 장기적으로는 시멘트 사용형의 대퇴 stem의 해리의 원인으로 지적되는 시멘트 mantle의 골절을 일으키는 원인 기전일 것으로 생각된다. 골성장형 대퇴 stem의 경우 Huiskes⁹⁾는 동일한 조건하에서의 응력양상은 시멘트형과는 정량적인 차이가 있고 최대응력치는 대퇴 stem 중간부위에 있으나 시멘트 보다는 약간 원위부에 있다고 하였다. 본 실험에서는 대퇴 stem 상부에서 중간부위에 이르기까지 응력집중이 있었으며, 시멘트보다 정량적으로 대퇴 stem에 미치는 응력이 매우 높았다. 또한 골성장형의 대퇴 stem의 경우 골흡수가 진행될수록 대퇴 stem 자체에 응력이 과다하게 집중되는 소견과 대퇴 stem 원위단 주위의 대퇴골 외측 피질에도 응력이 증가되는 현상은 임상적으로 대퇴 stem의 피로골절의 가능성이 증가될 수 있는 원인으로 설명될 수 있으나, 골성장형 대퇴 stem을 사용한 인공고관절 대치술후의 환자에게서 흔히 발생되는 대퇴부 동통의 원인을 설명하는 데는 합당한 결과라고 생각하기 어려웠다.

그러나 임상적으로 최근 흔히 사용되는 골성장형 대퇴 stem은 시멘트 사용 대퇴 stem 보다 더욱 큰 직경의 대퇴 stem (canal-filling)을 사용하는 경향이 있으므로 이것은 역학적으로 볼때 대퇴 stem의 2차 관성모멘트(second moment of inertia)을 증가시키고 결국 대퇴 stem의 굽힘강도(bending stiffness)을 증가시키므로 대퇴골은 시멘트 고정형 stem 때보다 더욱 응력방패 현상이 심해지며, 이것이 반복되면 대퇴골 근위부의 골흡수 현상을 유발시키게 되고 이것은 다시 대퇴골 및 대퇴 stem 원위단에 과다한 응력을 집중시키므로 대퇴부 동통을 일으킬 수 있다고 사료된다¹³⁾. 최근에 Keaveny 및 Bartel¹⁰⁾도 경계면의 골의 손상 및 과다한 상대적 운동은 골성장형 대퇴 stem에서 흔히 발생하는 대퇴부 동통의 원인이 된다고 하였다.

이 연구를 통하여 골흡수가 심해지면 응력의 전달기전은 더욱 왜곡되어 시멘트 사용형 대퇴 stem의 경우 대퇴 stem 하단의 시멘트 mantle의 파괴 가능성이 증가되어 해리가 촉진될 가능성이 높음을 알수 있었고, 골성장형의 대퇴 stem의 경우는 대퇴 stem 자체의 피로파괴 및 큰 직경의 대퇴 stem을 사용하는 경우 대퇴 stem 하단 외측의 대퇴부에 동통의 발생가능성이 높을 것으로 사료되어 결과적으로 인공고관절 대치술의 수명에 지장을 초래할 수 있는 것으로 볼수 있다. 실제 임상적으로 인공고관절 대치술을 시행받은 환자에 대한 장기 추시결과 X-ray을 이용한 대퇴골 흡수 정도의 평가는 매우 부정확하며, 기존의 방사

선 촬영으로 30% 미만의 골질량의 감소의 변화는 정확하게 방사선상 나타나지 않으며, 그 결과는 저자마다 매우 다르다^{2, 14)} 따라서 인공고관절 대치술후의 해리현상에 미치는 영향을 평가하기 위하여 향후 골흡수 정도에 대하여 dual energy roentgenography densitometry에 의한 정확한 평가를 기초로하여 이와 관련된 환자의 장기간의 임상적 추이분석이 필요할 것으로 사료된다.

결 론

인공고관절 대치술후에 장기간 추적시에 흔히 발생되는 대퇴골 근위부 골흡수 현상의 정도가 역으로 인공고관절 대치술 복합체에 미치는 영향을 알아보고 이것이 인공고관절 대치술의 해리현상의 원인이 될수 있는가를 알아보고자 저자는 FEM을 통하여 임상적으로 흔히 사용되는 시멘트 사용형과 골성장형 대퇴 stem을 각각 분석하고 비교하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 시멘트 사용 대퇴 stem의 경우 점차로 대퇴 stem의 하단의 시멘트 mantle 과 인접 골-시멘트 경계면에 가장 큰 응력집중을 보였다. 골성장형 대퇴 stem의 경우 calcar 직 하부에서 점차로 대퇴 stem 자체의 상부 1/2의 내측면에 걸쳐 가장 큰 응력집중 현상을 보였다.
2. 대퇴골 근위부 내측의 골흡수 현상은 진행될수록 인공고관절 대치술 복합체 전체의 응력 전달기전 및 분포를 왜곡시킴으로서 대퇴 stem 원위단 주위에 응력을 증가시켜 인공고관절의 실패의 역학적 원인으로 작용하여 결국 대퇴 stem의 해리와 임상적으로 대퇴부 동통을 증가시키는 원인이 될 것으로 사료 된다.

참 고 문 헌

1. Beaupre, G. S., Orr, T. E., and Carter, D. R., An approach for time-dependent bone modeling and remodeling-application: A preliminary remodeling simulation. J. Orthop. Res., 85: 662, 1990.
2. Boby, J. D., Glassman, A. H., Goto, H., Krygier, J. J., Miller, J. E., and Brooks, C. E.: The effect of stem stiffness on femoral bone resorption after canine porous-coated total hip arthroplasty. Clin Orthop. 261: 196, 1990.
3. Brekelmans, W. A. M., Poort, H. W. and Slooff, T. J. J. H. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal par-

- ts. Acta orthop Scand 43, 301-17, 1972
4. Engh CA, Boby JD, Glassman AH: Porous coated hip replacement: The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. J Bone Joint Surg 69B: 45-55, 1987
5. Harrigan, T. P., Jasty, M., Mann, R. W. and Harris, W. H. Limitations of the continuum assumption in cancellous bone. J. Biomechanics 21, 269-75, 1988
6. Huiskes, R and Chao, E. Y. S. A survey of finite element analysis in orthopaedic biomechanics: the first decade. J. Biomechanics 16, 385-409, 1983
7. Huiskes R, Weinans H, Grootenboer HJ, et al: Adaptive bone remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. J. Biomech 20(11/12): 1135-1150, 1987
8. Huiskes, R. The various stress patterns of press-fit, ingrown, and cemented femoral stems. Clin. Orthop. Rel Res. 261, 27-38, 1990
9. Huiskes, R., Weinans, H., and Rietbergens, B. van, The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. Clin. Orthop. 274: 124, 1992.
10. Keaveny, T. M. and Bartel, D. L. Effects of porous coating and collar support on early load transfer for a cementless hip prosthesis. J. Biomechanics (in press), 1993
11. Rakotomanana, R. L., Leyvraz, P. F., Curnier, A., Heegard, J. H., and Rubin, P. J. A finite element model for evaluation of tibial prosthesis-bone interface in total knee replacement. J. Biomechanics 25, 1413-1424, 1992
12. Rohlmann, A., Cheal, E. J., mHayes, W. C. and Bergmann, G. A nonlinear finite element analysis of interface conditions in porous coated hip endoprostheses. J. Biomechanics 21, 605-11, 1988
13. Rubin, P. J., Rakotomanana, R. L., Leyvraz, P. F., Zysset, P. K., Curnier, A., and Heegard, J. H. Frictional interface micromotions and anisotropic stress distribution in a femoral total hip component. J. Biomech. 26, 725-39, 1993
14. Turner TM, Summer DR, Urban RM, et al: A Comparative study of porous coating in a weight-bearing total hip-arthroplasty model. J Bone Joint Surg 68A: 1396-1409, 1986
15. Verdonschot, N. and Huiskes, R.: FEM analyses of hip prostheses: validity of the 2-D side-plate model and the effects of torsion. In Proc. 7th Meeting of the Europe Society Biomechanics, July 8-11, Aarhus, Denmark, p. A 20, 1990
16. Weinans, H., Huiskes, R., van Rietbergen, B., Sumner, D. R., Turner, T. M. and Galante, J. O. Adaptive bone remodeling around bonded noncemented THA: a comparison between animal experiments and computer simulation. J. orthop. Res (in press), 1992