J. of KOSOMBE
Vol. 19, No. 5, 503-510, 1998

인공무릎관절 전치환술에 있어 축방향 충격에 의한 Tibial Component의 응답 특성 분석 연구

조용균·조철형·최재봉·이태수*·최귀원

의과학연구센터, 한국과학기술연구원, *서강대학교 공과대학 기계공학과
(1998년 7월 13일 접수, 1998년 9월 16일 채택)

A Numerical Study on the Response of the Tibial Component in Total Knee Arthroplasty to Longitudinal Impact

Y.K. Cho, C.H. Cho, J.B. Choi, T.S. Lee*, K. Choi

Biomedical Research Center, Korea Institute of Science and Technology
*Dept. of Mechanical Eng., College of Engineering, Sogang University
(Received July 13, 1998, Accepted September 16, 1998)

요 약 : 본 연구에서는 동적충격하중 하에서 다양한 tibial component system의 하중전달현상 및 발생 가능한 실패기전을 관찰하기 위해 서로 다른 tibial component들에 대한 수치해석을 통한 응력분포를 관찰하고 또한 접합 상태에 따른 임플란트 시스템이 받는 영향을 비교·분석하였다. 따라서, 해석에 고려되는 모델은 정상 경골과 현재 가장 많이 적용되는 시스템인 시멘트형과 무시멘트형 metal-backed tibial component, 폴리에틸렌으로 된 시멘트형 tibial component, 그리고 골과 stem사이의 비접합상태를 가정한 metal-backed tibial component을 포함한다. 해석 결과 metal-backed tibial component의 stem 끝 부분에서는 시멘트형이 무시멘트형 보다 약간 더 높은 최대 응력을 보였다. 반면, 폴리에틸렌으로 된 tibial component의 경우 stem 끝 부분에서의 최대 응력은 metal-backed tibial component에 비해 약 반 정도로 줄었고, 전체적으로 정상 경골에 유사한 응답 특성을 보여주었다. 골과 stem 사이의 비접합을 가정한 경우 금속 tray 밑 부분에서의 응력은 완전히 접합된 경우 보다 3배 더 높았고, stem 끝부분에서는 시간에 따른 불안정한 응력이 관찰되어 이 현상은 임플란트 해리현상과 불완전한 골접합을 가중시키는 원인으로 사료된다. 따라서, 수직충격하중을 고려한 경우 골에 안정하게 고정되는 폴리에틸렌 tibial component가 가장 바람직하다.

Abstract : In this study, the stress distribution for different tibial components was observed in order to investigate the load transfer and potential failure mechanism of the tibial components subjected to dynamic impact loading and also to evaluate the effect of bone-implant bonding conditions on the implant system. The 3-dimensional finite element models included an intact tibia, cemented metal-backed tibial component, uncemented metal-backed tibial component, cemented all-polyethylene tibial component, and metal-backed component with a debonded bone/stem interface. The results showed that the cemented metal-backed component induced slightly higher peak stress at stem tip than the uncemented component. The peak stress of the all-polyethylene tibial component at stem tip showed about half that of metal-backed tibial components. The all-polyethylene component showed a similar dynamic response to intact tibia. In case of debonded bone/stem interface, the peak stress below the metal tray was three times higher than that of the fully bonded interface and unstable stress distribution at the stem tip was observed with time, which causes another adverse bone apposition and implant loosening. Thus, the all-polyethylene tibial component bonded fully to the surrounding bone might be most desirable system under an impact loading.
Key words : Total Knee Arthroplasty, Finite Element Method (FEM), Impact Reponse, Implant Loosening

서 론

인공무릎관절 전치환술(Total knee arthroplasty)에 있어서

통신저자 : 최재봉, (136-791) 서울시 성북구 하월곡동 39-1
한국과학기술연구원 의과학연구센터,
Tel. (02)958-5922, Fax. (02)958-5909

인공대체물을 골에 고정하는 방법에는 크게 두 가지로 분류된다. 골과 인공대체물간의 접합을 위해 Polymethylmethacrylate (PMMA)를 사용하는 시멘트 고정방법과 골과 인공대체물 사이에 골내성장(Bone ingrowth)을 유도하는 생물학적인 고정방법인 무시멘트 고정방법이 있다. 이 두 방법에 대해 여러 연구가 보고되어 왔지만 아직도 어느 것이 더 우수한가에 대하여는 많은 쟁점이 있다[1].

시멘트 고정방식의 경우 초기에 견고한 고정을 얻을 수 있는 장점으로 현재 시술에서 많이 이용되고 있지만, PMMA가 골재형성에 나쁜 영향을 줄 수도 있다[2]. 또한, 시멘트 고정방식의 경우 골내성장이 이상적인 무시멘트 고정방식보다 장기적인 접착력이 떨어지고 재수술시 처음 시술 보다 더 많은 고통과 어려움을 수반한다. 또한 응력방패 현상(Stress shielding)에 의한 골질의 약화와 인공대체물에서 발생하는 입자들에 대한 생체반응에 의한 골흡수(Bone resorption)도 해리현상(Loosening)의 주된 요인으로 알려지고 있다[3]. 이러한 해리현상은 경골부의 인공대체물에서 주로 발생하며, 또한 해면골과 시멘트의 접촉면에서 주로 일어난다고 알려져 있다[4]. 따라서 인공무릎관절 설계시 주변의 골조직에 최적의 응력이 전달되게 하는 것이 중요하다. 이는 잘 알려져 있듯이 골에 작용하는 응력이 골재형성에 중요한 역할을 하기 때문이다. 골에 충분한 힘이 전달되지 않으면 용혈작용으로 골의 손실이 발생하며, 응력이 집중되면 골의 이상발달을 일으켜 결국 다른 부분의 골손실을 유발하게 된다. 이러한 시멘트 고정방법의 단점으로 무시멘트 고정방법이 시행되고 있으나 아직 많은 문제점이 있다[1].

인공무릎관절 전치환술에서 또 다른 실패 원인중의 하나는 폴리에틸렌(Ultra-high molecular weight polyethylene)의 마모에 기인한다. 현재 인공무릎관절 전치환술에 사용되는 경골의 임플란트 대부분이 Metal backing된 폴리에틸렌을 사용하고 있는데, 이러한 Metal backing으로 인해 관절면로 사용되는 폴리에틸렌의 두께가 작아진다. 이로 인해 Bartel 등이[5] 권장한 최소 두께보다 얇은 폴리에틸렌 관절면이 실제 시술에 사용되어지고 있다. 이는 인공무릎관절 전치환술시 근위부 경골부위 절단양을 가능한 한 최소로 하는 것과 연계되어, 인공관절 제조업자들도 연구보고에 의한 최소 두께보다 얇은 Metal backing된 폴리에틸렌을 제조하여 공급하게 되었다.

폴리에틸렌의 두께에 따른 마모의 영향은 아주 광범위하게 연구되고 있으며, 이와 더불어 마모현상은 현재 인공관절 연구분야의 최대 관심사로 부각되고 있다. 이는 Knee joint의 연속적인 상대운동에 따른 Metal plate와 폴리에틸렌 관절면 사이에서 마모로 생긴 마모 입자(Wear debris)에 대한 조직의 염증반응으로 골흡수(Bone resorption)가 일어나 실패의 원인으로 작용하고 있기 때문이다. 이러한 문제를 극복하기 위해 경골부 임플란트가 모두 폴리에틸렌으로 된 임플란트가 시술되고 있으나, 이 역시 Bone cement를 이용한 골과의 고정이 불안정하여 현재 이의 개선을 위한 연구가 활발히 진행되고 있다.

그 동안 인공관절에 대한 많은 연구가 되어 왔고, 또한 자동차 충돌시 인체 각 부위에 미치는 응력분포에 관한 연구는 많았던 반면 인공무릎관절 전치환술후 축방향 동하중상에서의 Tibial component들에 대한 연구는 거의 없었다. 이에 대한 연구는 인공무릎관절을 시술한 환자가 정상보행시 받는 동적 충격에 의해 야기되는 응력분포에 대한 해석이 인공무릎관절의 가능한 실패기전과 하중전달현상을 이해하는데 도움을 줄 수 있을 것으로 사료된다. 따라서, 본 연구에서는 유한요소법을 이용하여, 경골과 Tibial component에 충격하중을 주었을 때 시멘트형과 무시멘트형 Metal-backed tibial components 그리고 모두 폴리에틸렌으로 된 All-polyethylene tibial component 모델에 대한 골내에서의 힘의 전달기전(Load transfer mechanism)과 골-stem 구조물의 접촉면에서의 응력분포를 분석하여, 충격하중시 Tibial component들의 과도응답(Transient response) 및 가능한 실패기전(Potential failure mechanism)을 생체역학적인 관점에서 규명하고자 한다. 또한, 골과 임플란트 사이의 불완전한 결합이 골의 응력분포와 해리에 미치는 영향에 대해서도 분석하여, 축방향 충격하중시 가장 안정된 인공무릎관절 형태를 알아보고자 한다.

재료 및 방법

경골(Tibia)의 형상을 모델링하기 위해 우선 전산화 단층촬영기 (CT Scanner, GE 9800)를 이용하여 50대 정상 한국 여성(57세, 158cm, 52kg)의 경골을 3mm 간격으로 단층촬영으로부터 영상을 얻었다. 이 영상을 Sun사의 Workstation에서 CT 영상처리 프로그램(Extract®, Cornell)을 이용하여 경골의 각 단면에 대해 바깥 경계와 안쪽 경계의 벡터화된 영상을 얻고, 이 영상자료를 이용하여 경골의 근위부를 3차원으로 재구성한 후, 이를 I-DEAS® 5.0 과 Hypermesh® 2.1a 프로그램으로 전처리와 후처리를 하였다. 동하중 해석은 충돌 실험용 프로그램인 Pam-crash® V96.1 프로그램을 이용하였다.

인공무릎관절 모델링에는 I-DEAS 프로그램을 이용하여 일반적으로 널리 사용되는 Unicompartment형 Condylar와 35mm의 테이퍼된 stem이 모델링(Fig. 1) 되었으며, 고정방법에 따른 Cement fixation과 Cementless fixation 방법의 경우를 실험하기 위하여 metal tray와 stem의 겉표면에 1.5mm의 Bone cement 층을 3차원 요소로 모델링 하였다(Fig. 2). 또한 골과 Stem 사이의 불완전한 결합을 모사하기 위해 Gap 요소를 이용하여 0.1mm의 틈과 마찰계수 0.2의 마찰력으로 주어진 모델링을 하였다(Fig. 3). 관절구(Condyle)의 재료로 가장 널리 쓰이는 Polyethylene의 두께는 Bartel등의 문헌[5]을 참고로 하여 8mm로 하였고, Metal tray는 3mm의 두께로 모델링을 하였다.

경계조건은 하단부를 완전 고정시켰으며, 충격하중으로는 경골 근위부의 Medial condyle 접촉면에 55%의 하중을, 그리고 Lateral condyle 접촉면에 45%의 생리학적인 하중을[6-8] 주

표 1. 경골요소들의 물성치
Table 1. Material properties of the tibial components

Material	Young's Modulus [GPa]	Poisson's ratio	Yield Stress [MPa]	Density [g/cm³]
Cortical bones	shown in Fig. 5	0.30	122.50	2.00
Cancellous bones	shown in Fig. 5	0.45	1.47	0.97
UHMWPE	0.5	0.40	22	0.94
Co-Cr Alloy	200	0.29	690	9.20
PMMA	2	0.19	30	1.19

표 2. 각 경골요소들에 생기는 최대 von-Mises stress
단위 : [MPa]
Table 2. Maximum von-Mises stress of each tibial component
unit : [MPa]

Component Type	V. M. S. L1	V. M. S. L2	V. M. S. MC1	V. M. S. MC2	V. M. S. LC1	V. M. S. LC2
INTACT	6	1.6	72.5	74.4	63.5	69.7
CMBT	1.4	2.7	74	84.4	72.1	81.7
UMBT	1.4	1.9	75.4	84.2	73.8	82
UMBT DEBONDED	4	1.9	74.6	81.8	80.1	80
CAPT	4.5	1	76.7	69	60.9	72.6

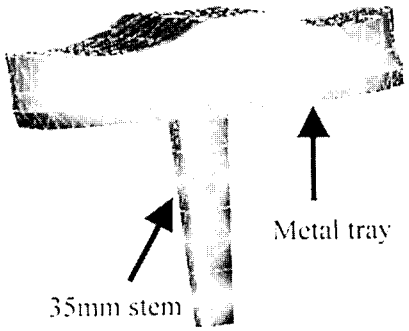

그림 1. 무시멘트형 metal-backed tibial component의 유한요소모델
Fig. 1. FEM Model of Uncemented Metal-backed Tibial Component

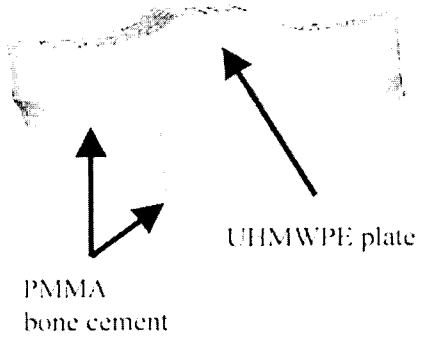

그림 2. 시멘트형 metal-backed tibial component의 유한요소모델
Fig. 2. FEM Model of Cemented Metal-backed Tibial Component

기 위해 인공관절 시술을 한 50kg의 성인여성이 한발로 2m높이에서 떨어질 경우를 가정하여 27.5kg과 22.5kg의 강성체를 5m/sec의 속도로 각각 Medial condyle과 Lateral condyle에 충

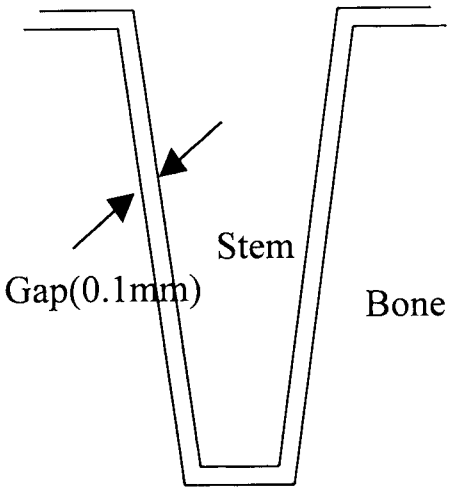

그림 3. 0.1mm의 틈과 마찰계수 0.2의 마찰력이 주어진 골과 Stem 경계 요소
Fig. 3. Gap element with 0.1mm Gap & 0.2 friction coefficient between bone and stem

돌시켰다. Femoral Component의 역할을 하는 Impactor는 접촉면의 곡률 반경이 40mm인 강성체로 모델링 했으며[9], 장골 원위부(Distal femur)의 관절구와 접촉되는 경골 근위부의 Medial과 Lateral condyle 접촉면은 468mm²가 되도록 하였다[10]. 접촉면에 사용된 Contact type은 Self-contact type으로 Pam-crash contact type 36을 사용하였다[11].(Fig. 4) 시멘트형 임플란트의 경우 임플란트는 Bone cement에 의해 골과 완전히 결합된 것으로 가정하였고, 무시멘트형 임플란트의 경우는 골내성장에 의해 골과 임플란트가 완전히 결합된 것과 골과 Stem사이에 0.1mm 틈을 주어 틈 부분이 비접합된 것으로 가정

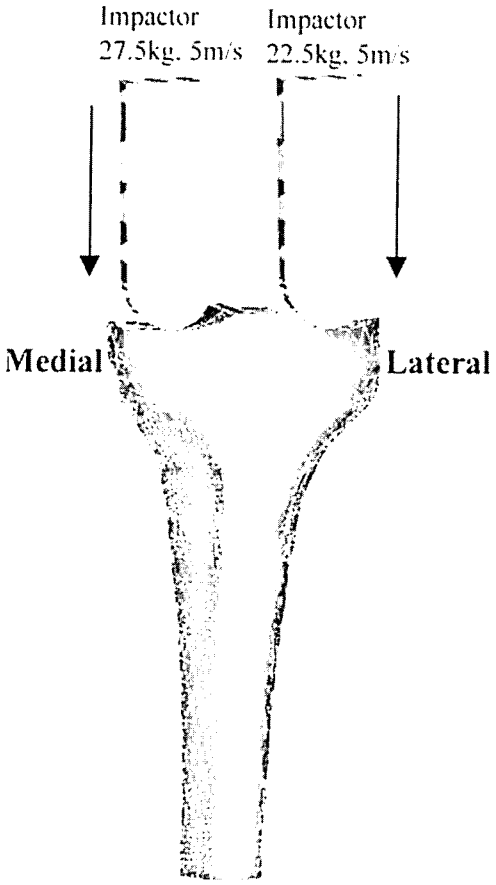

그림 4. 동적 충돌 해석용 유한요소 모델
Fig. 4. FEM model for dynamic impact analysis

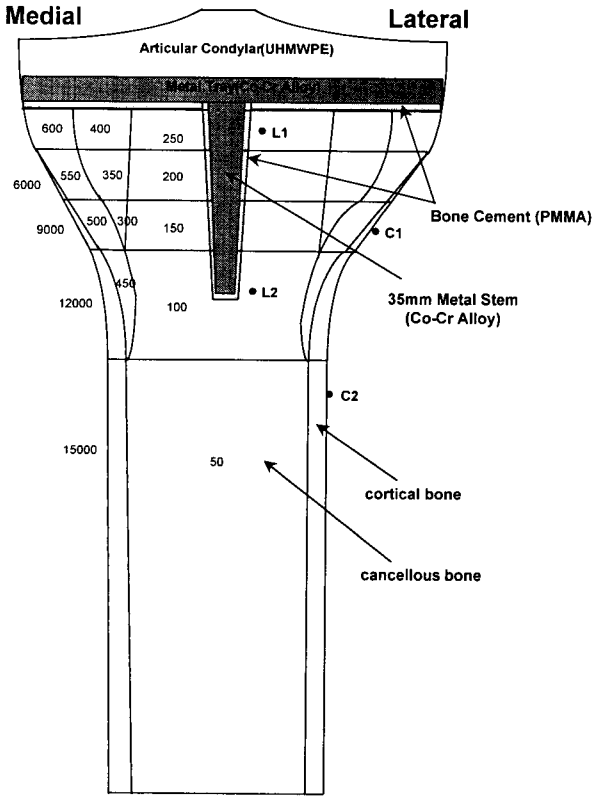

그림 5. 근위부 경골의 데이터 분석 위치(L1, L2, C1, C2), 물성치 [Mpa] 및 영역
Fig. 5. Material Regions, Properties[MPa,] and Data Analysis Locations(L1, L2, C1, C2) of the Proximal Tibia

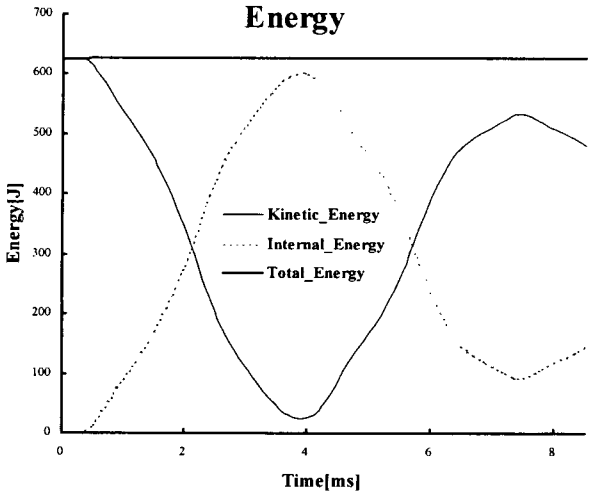

그림 6. Intact model의 충돌시 pendulum의 운동에너지와 경골의 내부에너지 history 그래프
Fig. 6. Pendulum kinetic & tibial internal energy history used in intact model

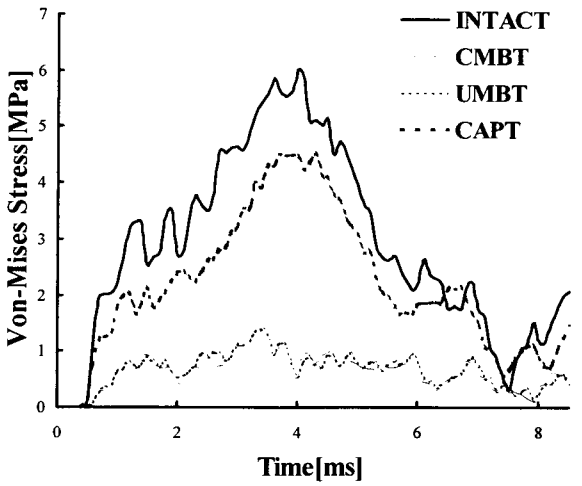

그림 7. Tray 밑 부분에서 (L1) 골과 stem 사이의 시간변화에 따른 von-Mises stress 변화
Fig. 7. Von-Mises stress versus time history at the bone/stem interface under tray (L1)

하였다.

본 연구에서는 5가지 종류의 유형에 대한 해석이 수행되었으

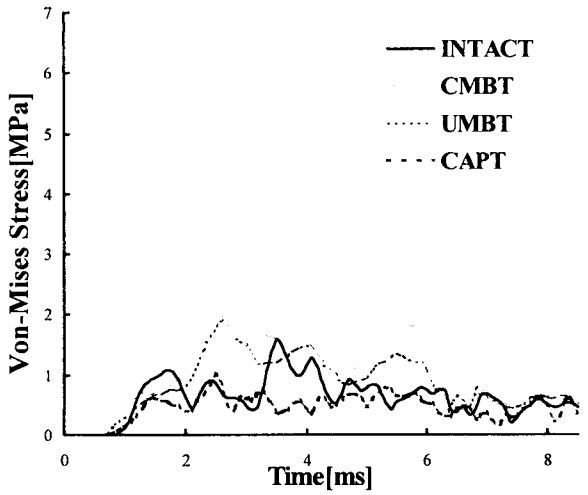

그림 8. Stem 끝부분에서 (L2) 골과 stem 사이의 시간변화에 따른 von-Mises stress 변화
Fig. 8. Von-Mises stress versus time history at the bone/stem interface near stem tip (L2)

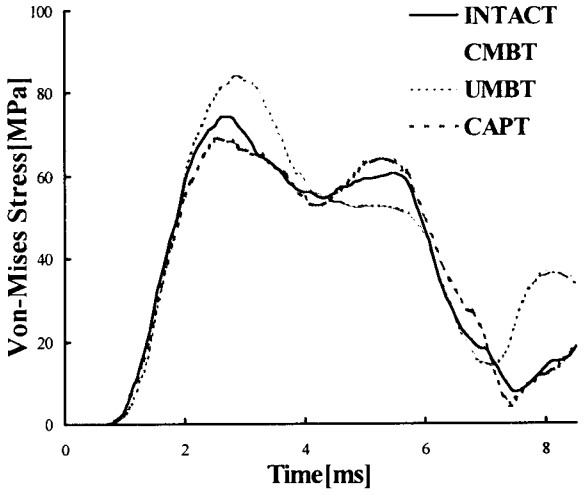

그림 10. 내측 피질골에서 (C2) 시간변화에 따른 von-Mises stress 변화
Fig. 10. Von-Mises stress versus time history at the cortical bone of medial side (C2)

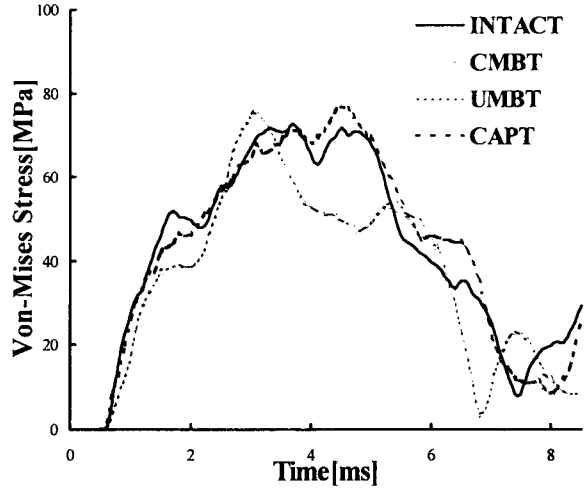

그림 9. 내측 피질골에서 (C1) 시간변화에 따른 von-Mises stress 변화
Fig. 9. Von-Mises stress versus time history at the cortical bone of medial side (C1)

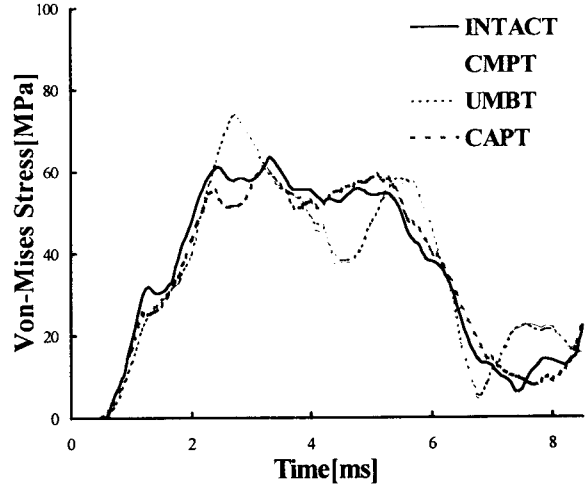

그림 11. 외측 피질골에서 (C1) 시간변화에 따른 von-Mises stress 변화
Fig. 11. Von-Mises stress versus time history at the cortical bone of lateral side (C1)

며, 그 종류로는 i)Intact 모델(INTACT), ii)Metal tray와 stem이 시멘트된 Cemented metal-backed tibial component (CMBT), iii)Metal tray와 stem이 시멘트 되지 않은 Uncemented metal-backed tibial component(UMBT), iv)임플란트 모두가 폴리에틸렌인 시멘트된 Cemented all-polyethylene tibial component(CAPT), v) 골과 임플란트 사이에 0.1mm의 틈이 있는 Metal-backed component (UMBT DEBONDED)이고, 각 모델에 대해 Fig. 5에서 처럼 골과 임플란트 접촉면에서 1mm내부에 있는 망상골(L1, L2)과 피질골 표면(C1, C2)에서의 응력분포에 대한 해석이 수행되었다.

유한요소 모델에는 약 4800개의 절점과 23,000개의 사면체 요소가 사용되었고, 요소의 종류로는 탄-소성재료(Pam-crash type 1)가 사용되었으며, 경골 근위부에는 Murase등의[10, 12-15] 자료를 이용하여 23개의 다른 물성치를 주었고(Fig. 5, Table 1), 재료의 특성은 모두 등방성(Isotropic)이며 균질한(Homogeneous) 것으로 가정하였다.

결과 및 고찰

Fig. 6은 정상경골일 경우 충돌시 시간에 따른 pendulum 운

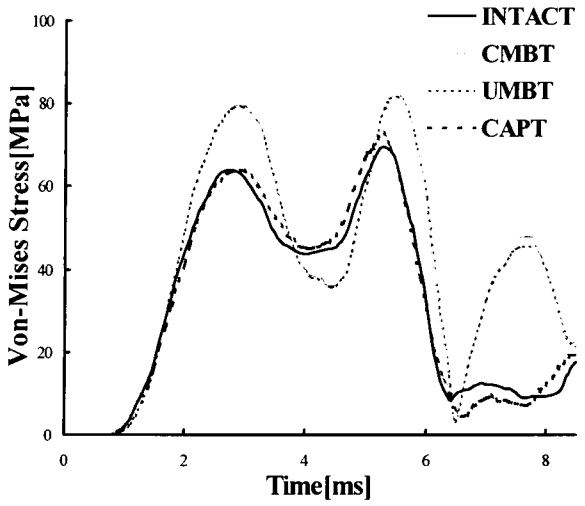

그림 12. 외측 피질골에서 (C2) 시간변화에 따른 von-Mises stress (외측 : C2)
Fig. 12. Von-Mises stress versus time history at the cortical bone of lateral side (C2)

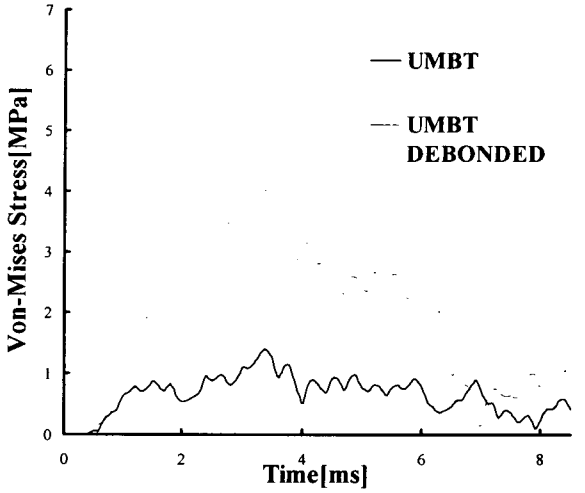

그림 13. 골과 임플란트가 비접합인 경우 금속 tray 밑부분에서 (L1) 시간변화에 따른 von-Mises stress 변화
Fig. 13. Von-Mises stress history at the bone/implant interface below metal tray(L1) under debonded condition

동에너지와 경골 내부에너지의 변화를 보여주고 있다. Fig. 7, 8은 각 모델에 대한 Metal tray 아래 골(L1)과 Stem tip 주위 골에서의(L2) 시간에 대한 von-Mises stress 분포를 보여준다. 결과분석을 위한 관찰시간은 충격하중이 가해진 후 첫 최대응력(Peak stress)이 발생하는 주기까지로 했다. Intact 모델의 경우 초기 동하중이 망상골로 전달되어 L1 지점에서는 약 4 msec에서 최대응력을 보여주었으며 약 8msec 이 후부터는 충격에 의한 여진이 일어났다. 초기에 망상골로 전달된 충격하중이 원위부 방향으로 갈수록 탄성계수가 높은 피질골로 대부분 전달되어 낮은 탄성계수를 가지는 망상골이 있는 L2 지점에는 응력이 감

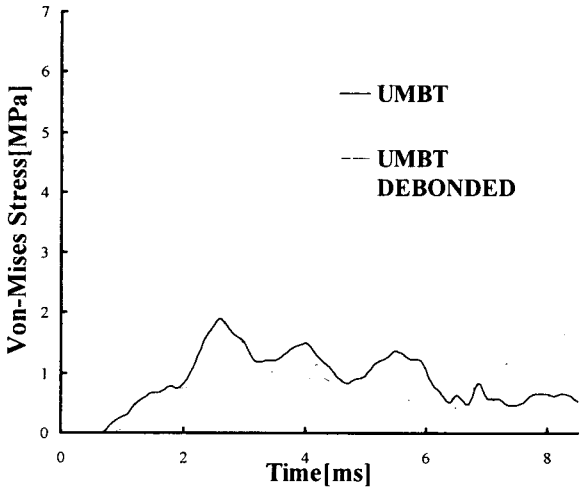

그림 14. 골과 임플란트가 비접합인 경우 stem 끝 부분에서 (L2) 시간 변화에 따른 von-Mises stress 변화
Fig. 14. Von-Mises stress history at the bone/implant interface near stem tip(L2) under debonded condition

소하는 경향을 보여준다. 이는 하중은 탄성계수가 높은 물질로 전달된다는 생역학적 사실로 설명된다.

CMBT 유형의 경우 Metal tray의 높은 탄성계수로 인해 Metal tray 밑(L1) 망상골에서의 응력은 Stress shielding 효과로 최대응력이 Intact 모델보다 1/4 정도로 낮은 값을 보여주었고, 시간에 따른 응력분포는 큰 변동 없이 일정하게 나타났다. 초기 충격하중은 Stem을 따라 원위부 방향으로 전달되어 Stem의 끝단 L2 지점 주위 골에서는 응력집중 현상을 보여주었다. 이는 정상 경골의 응력분포와 상반된 결과로 이러한 Stress shielding과 Stress concentration 현상은 골 흡수 혹은 골의 이상발달을 일으켜 인공무릎관절의 수명을 단축시키는 결과를 초래하게 된다. 하지만, 충격하중 하에서 Metal backing으로 인한 Metal tray 밑 골 주위에서의 낮은 응력과 일정한 응력분포는 한편으로는 bone cement와 지지골을 보호해주는 장점이 있기도 하다[16]. UMBT 유형의 경우도 Metal tray 밑에서는 시멘트형 임플란트의 경우와 거의 유사한 응력분포를 보여주었다. 그러나, Fig. 8에서 볼 수 있듯이 Stem 끝 부분에서 무시멘트형의 경우 시간에 따른 응력분포가 시멘트형 보다 상대적으로 약간 낮은 값을 보였다. 따라서 무시멘트형이 시멘트형 보다는 stem tip 주위골에서의 충격하중에 의한 응력집중을 조금 줄일 수 있는 유형이라 사료된다.

임플란트 모두가 폴리에틸렌으로 된 CAPT의 경우 Metal tray 밑에서는 약 4 msec에서 최대 응력을 보여주었으며, 이는 Metal backing 유형들 보다는 3배정도 높은 최대 응력이며 Intact 모델의 최대 응력 보다는 25% 정도 낮은 값이다. 그러나, 시간에 따른 응력분포는 Intact 모델과 거의 유사한 경향을 보여주었다. 따라서, 모두 폴리에틸렌으로 된 유형의 경우 Metal tray 밑에서 현저한 Stress shielding 현상은 나타나지 않았지

만, Intact 모델보다는 낮은 응력을 보여주었다. Stem tip 부위에서는 Intact 보다는 약 1.5배, 무시멘트형 Metal backing 보다는 약 2배, 그리고 시멘트형 Metal backing 보다는 약 2.5배 정도 낮은 응력을 보여주었다. 따라서, 폴리에틸렌으로 된 유형은 충격하중시 일어날 수 있는 Stem tip 주위에서의 응력집중을 막아주고, Metal tray 밑에서의 Stress shielding 현상을 감소시켜 임플란트의 해리를 통한 실패 가능성을 줄일 수 있는 유형이라 사료된다. 하지만, 의료용 접착제인 Bone cement와의 접착력이 떨어져 폴리에틸렌을 주위 골에 안정하게 고정시키기가 어렵다. 최근, 폴리에틸렌과 Bone cement와의 접착력 향상과 폴리에틸렌의 마모특성을 향상시키기 위한 많은 노력들이 이루어지고 있으며 이러한 연구 노력은 인공관절의 수명 연장에 큰 기여를 할 수 있으리라 생각한다.

Fig. 9, 10, 11, 12은 각각 내·외측 피질골의 관찰점(C1, C2)에서의 네 가지 유형이 주는 시간에 따른 von-Mises 응력 변화를 보여 준다. 전체적으로 내측과 외측에서의 응력분포는 각각 서로 비슷한 경향을 보여주었고, C1 지점에서 최대 응력은 모두 비슷하게 나타났으나, C2 지점에서는 Metal backing을 해준 경우의 최대 응력이 Intact 모델과 폴리에틸렌으로만 된 유형보다 조금 높게 나타났다. 또한, 그림에서 Metal backing 한 경우, 한쪽 Condylar에 가해지는 충격에 의한 최대 응력이 발생한 후, 조금 떨어진 곳인 반대쪽 Condylar에 가해지는 나머지 충격에 의한 최대 응력이 시차를 두고 전달되어 응력변화는 두 개의 Peak를 가지는 형태로 나타난다. 반면, Intact 모델과 폴리에틸렌으로 된 유형의 경우 시간에 따른 응력분포가 Metal backing 유형보다 완만하게 나타났다. 일반적으로, 물체에 충격이 가해질 때 충격의 흡수 혹은 감쇄 효과는 재료의 물성 자체나 또는 설계에 의한 구조적 효과에 기인하는데, 피질골이나 망상골에 나타나는 최대 응력의 세기는 각 골의 항복 강도를 넘지 않는 수준이어서 충격은 소성변형에 의한 손실 없이 주변골로 전달된다. 즉, 물성에 기인한 충격의 감쇄는 없다. 따라서, 이 현상은 Intact tibia나 폴리에틸렌으로된 유형의 경우 Metal backing 형에 비해 축방향 충격을 어느 정도 흡수해 주는 구조적 효과(Structural effect)를 가지는 것으로 해석될 수 있다. 따라서, 충격하중 하에서 피질골에서의 응력분포를 고려할 때 폴리에틸렌으로만 된 유형이 Metal backing을 한 유형보다 우수한 것으로 사료된다. Table 2는 관찰점들에서의 최대 von-Mises 응력 값을 보여준다.

골과 임플란트가 완전히 결합하지 않아 틈이 있는 경우 Metal tray 밑의 골은 축방향 충격을 그대로 받아 완전히 결합된 유형보다 약 3배정도 높은 응력과 응력집중 현상을 보여주었으며(Fig. 13), Stem tip 주위에서는 전체적으로 응력 크기는 비슷하지만 시간에 따라 상대적으로 불안정한 응력변화를 보여주었다(Fig. 14). 또한, 이런 형태의 불완전한 결합은 인공 무릎관절의 부정확한 시술로 인해 혹은 관절운동 중 예기치 않게 발생하는 미세한 횡방향 충격에도 축방향 충격과는 달리 상당히 불안정한 응답을 보여줄 수 있다. 따라서, 임플란트가 불완전하게 결합된 경우 충격의 직접적인 전달로 인해 주변골에서의 응력이 크게 증가하고, 시간에 따른 불안정한 응답을 보여 골의 이상발달과 임플란트의 해리를 심화시킬 수 있으며, 이로 인해 결국 임플란트의 수명을 단축시킬 수 있는 요인으로 작용한다.

요약하면 폴리에틸렌으로만 된 Tibial component가 Metal backing을 해준 Tibial component에 비해 축방향 충격에 대한 응력분포 및 충격흡수에 있어 우수한 응답특성을 보이나, 아직까지 여러 가지 편리성, 골시멘트와의 접착성 및 지지골에 대한 응력을 줄여주는 장점 등으로 Metal backing을 해준 Tibial component가 시술에 더 많이 사용되고 있다. 하지만 이것은 임상적인 근거에 준한 것은 아니므로[16], 임상 결과와 연계하여 이에 대한 더 많은 연구가 있어야 할 것이다.

한편, 본 연구에서 수치해석을 통해 분석된 내용은, 시술 후 발생하는 해리현상에 대해 골과 골시멘트 그리고 임플란트 사이에 접촉마찰(Contact friction)을 주어 모델을 구현한 뒤, 해리현상이 경골의 응력 분포와 골에 미치는 영향을 분석하고, 관절면으로 사용되는 폴리에틸렌의 두께와 형상에 따른 충격하중 하의 응력분포, 제동효과(Damping effct)에 의한 응력분포 등에 대한 분석을 통해 좀 더 엄밀한 결과로 유도될 수 있을 것이다.

결 론

인공무릎관절 전치환술에서 Central stemmed tibial component의 정하중에 의한 응력분포와 같이 기존의 연구결과[10, 12]에서의 위치에 따른 응력분포는 크게 차이가 없었다. 하지만, 본 연구에서는 Tibial component들의 충격하중을 통해 정하중 해석으로는 알 수 없었던 임플란트의 실패 가능성(Potential failure)을 시간에 따른 응력분포를 통해 추정할 수 있었다. Metal-backed tibial component의 시멘트형과 무시멘트형에 대한 3차원 응력해석 결과 무시멘트형이 시멘트형 보다 Stem tip에서의 응력집중을 줄여주어 응력집중으로 인한 임플란트의 해리현상을 줄일 수 있는 유형으로 나타났다.

완전히 폴리에틸렌으로만 만들어진 All-polyethylene tibial component의 경우, 충격하중시 tray 밑에서의 응력분포는 Metal backing한 유형보다는 높지만 정상 경골보다는 낮아 Metal backing한 유형이 갖는 Stress shielding 현상을 줄여줄 수 있다. 또한, Stem tip 주위 골에서는 시간에 대해 작고 일정한 응력분포를 주는데 이는 Metal stem이 갖는 Bone cement와 지지골에 대한 응력집중 현상을 감소시켜 생역학적인 관점에서 볼 때 임플란트의 실패 가능성을 줄여줄 수 있는 유형으로 사료된다. 또한, Metal backing으로 인한 두께의 감소로 폴리에틸렌의 접촉면에서 발생하는 높은 접촉응력을 피할 수 있어 결국 폴리에틸렌의 마모를 줄일 수가 있다.

임플란트가 부분적으로 불완전하게 결합된 경우 주변 골에서의 응력은 크게 증가하고, 시간에 따른 불안정한 응답특성을 가

져 골의 이상발달과 임플란트의 해리를 심화시킬 수 있으며, 이로 인해 결국 임플란트의 수명이 단축되고 재 시술에 이르게 된다. 따라서, 본 연구에서 여러 가지 인공무릎관절에 대해 수치해석을 한 결과 수직충격하중 하에서는 주위 골에 안정하게 고정되는 폴리에틸렌 Tibial component가 가장 바람직한 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. Lavernia, C. J., Guzman, J. F., Cook, S. D., Trackow, K., hungerford, D. S., *"Tibial component fixation in TKR: A histological analysis of autopsy retrived implants"* ORS, pp. 632, February, 1997
2. Seki, T., Bourgeault C., Chareancholvanich, K., Lew, W., Bechtold, J. E., *"Dose a central stem affect bone strain and the stability of a cemented tibial tray in primary and revision TKA"* ORS, pp. 635, February, 1997
3. Mirra, J. M., Marder, R. A., and Amstutz, H. C. *"The pathology of failed total joint arthroplasty"*, Clin. Orthop, Vol. 170, pp. 175~183, 1982
4. Insall, J. N, Tria A. J, and Scott W. N, *"The Total Condylar Knee Prosthesis"*, Clin. Ortho., Vol. 145, pp. 68~77, 1979
5. Bartel,D. L, Bicknell,V. L, Wright,T. M, *"The Effect of Conformity, Thickness, and Material on Stresses in UHMWPE Components for Total Joint Replacement"*. J. Bone & Joint Surgery, Vol. 68, No. 1, pp. 1041~1051, 1986
6. Yoganandan, N., Pintar, F. A., Kumaresan, K. Boynton, M. *"Axial Impact Biomechanics of the Human Foot-Ankle Complex"*. J. of Biomech. Eng. Vol. 119, No. 4, pp. 433~437, 1997
7. William E. Hering, Lawrence M. patrick *"Response comparisons of the human cadaver knee and a part 572 dummy knee to impact by crushable materials"* SAE, 770939, pp.3284~3299, 1977
8. Harrington, I. J., *"A Bioengineering Analysis of Force Actions at the Knee in Normal and Pathological Gait"*, J. of Biomedical Eng., Vol. 11, No. 5, pp. 167~172, 1976
9. Ishikawa, H., Jujiki, H. and Yasuda, K., *"Contact Analysis of UHMWPE Articular Plate in Artificial Knee Joint During Gait Movement"*, J. Biomech. Eng., Vol. 118, No. 3, pp. 377~386, 1996
10. Little, R. B, Wevers, H. W, Siu, D., Cooke, T., *"A Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Upper Tibia"*, J. Biomech. Eng., Vol. 108, No. 2, pp. 111~119, 1986
11. Hayashi, S, Choi, H.-Y., Levine, R. S., Yang, K. H. and King, A. I. *"Experimental and analytical study of knee fracture mechanisms in a frontal knee impact"*, HANPAM 96'. pp. 347~356, 1996
12. Murase, K, Crowninshield, R. D, Pedersen, D. R, Chang, T. S., *"An Analysis of Tibial Component Design in Total Knee Arthroplasty"*, Journal of Biomechanics, Vol. 16, No. 1, pp.13~22, 1983
13. Lewis, J. L, Askew, M. J, Jaycox, D. P., *"A Comparative Evaluation of Tibial Component Designs of Total Knee Prostheses"*, J. Bone & Joint Surgery,Vol. 64, No. 1. pp. 129~135, 1982
14. Vasu, R, Carter, D. R, Schurman, D. J, Beaupre, G. S., *"Epiphyseal-Based Designs For Tibial Plateau Components"*, J. of Biomechanics, Vol. 19, No. 8, pp. 647~662, 1986
15. Cheal, E. J, Hayes, W. C, Lee, C. H, Snyder, B. D, Miller, J, *"Stress Analysis of a Condylar Knee Tibial Component Influence of Metaphyseal Shell Properties and Cement Injection Depth"*, J. Orthopaedic Research, Vol. 3, No. 4, pp. 424~434, 1985
16. Apel, D. M., Tozzi, J. M., Dorr, L. D., *"Clinical Comparison of All-Polyethylene and Metal-Backed Tibial Components in Total Knee Arthroplasty"*, Clin. Ortho., Vol. 273., pp. 243~251, 1991