

전 슬관절 치환 성형술에 사용되는 초고분자량 폴리에틸렌 삽입물의 접촉응력에 관한 유한요소해석

조철형*·최재봉*·최귀원*·윤강섭**·강승백**

*한국과학기술연구원 의과학연구소, **서울 시립보라매병원 정형외과
(1998년 10월 30일 접수, 1999년 1월 12일 채택)

Finite Element Analysis for the Contact Stress of Ultra-high Molecular Weight Polyethylene in Total Knee Arthroplasty

C.H. Cho*, J.B. Choi*, K. Choi*, K.S. Yoon**, S.B. Kang**

*Biomedical Research Center, Korea Institute of Science and Technology
**Dept. of Orthopedic Surgery, Seoul Municipal Boramae Hospital
(Received October 30, 1998, Accepted January 1, 1999)

요 약 : 인공 슬관절에 사용되는 초고분자량 폴리에틸렌(Ultra-high molecular weight polyethylene : UHMWPE)의 마모는 삽입물의 수명을 결정하는 주요 요인으로 작용한다. UHMWPE의 마모로 입자가 발생하여 조직반응을 일으키고 이에 따른 일련의 반응으로 골용해가 일어나 인공관절의 실패의 원인으로 작용한다. 여러 보고들에 의하면 관절 운동시 발생하는 접촉응력은 UHMWPE의 마모에 영향을 미치는 주요한 인자 중 하나로 알려져 있다. 그러나 이러한 보고들은 관절 접촉면에서의 접촉 조건만을 고려했고 UHMWPE 삽입물을 지지하고 있는 금속 지지판과의 접촉면에서의 접촉 조건은 고려하지 않았다. 본 연구에서는 이러한 접촉 조건들을 고려하여 UHMWPE의 모양, 두께, 마찰, 굴곡 정도 그리고 구성 요소들에 대한 UHMWPE 표면과 내부에서의 응력해석을 통해 이들 변수가 UHMWPE의 마모현상에 미치는 영향을 알아보았다. UHMWPE의 모양에 따른 관절의 일치정도(conformity)에 대한 영향의 경우, 일치정도가 높은 모델이 응력을 줄여줄 수 있는 유형으로 나타났으며, 금속 지지판과의 접촉면에서 접촉조건을 준 경우가 완전히 결합된 것으로 가정된 경우보다 UHMWPE 내부에서의 최대 응력이 1-2mm 더 아래에서 나타났다. 또한 UHMWPE로만 된 유형이 금속 지지판이 있는 유형보다 낮은 응력분포를 보여줌으로써 높은 응력으로 인한 UHMWPE의 마모와 균열을 줄이기 위해서는 UHMWPE로만 된 유형의 삽입물의 사용이 좋을 것으로 사료되었다.

Abstract : Because of bone resorption, wear of ultra-high molecular weight polyethylene(UHMWPE) in total knee arthroplasty has been recognized as a major factor in long-term failure of knee implant. The surface damage and the following harmful wear debris of UHMWPE is largely related to contact stress. Most of the previous studies focused on the contact condition only at the articulating surface of UHMWPE. Recently, contact stress at the metal-backing interface has been implicated as one of major factors in UHMWPE wear. Therefore, the purpose of this study is to investigate the effect of the contact stress for different thickness, conformity, friction coefficient, and flexion degree of the UHMWPE component in total knee system, considering the contact conditions at both interfaces. In this study, a two-dimensional non-linear plane strain finite element model was developed. The results showed that the maximum value of von-Mises stress occurred below the articulating surface and the contact stress was lower for the more conforming models. All-polyethylene component showed lower stress distribution than the metal-backed component. With increased friction coefficient on the tibiofemoral contact surface, the maximum shear stress increased about twofold.

Key words : UHMWPE, Contact stress analysis, Finite element method, Friction

서 론

통신저자 : 최재봉, (136-130) 서울시 성북구 하월곡동 39-1 한국과학기술연구원 의과학연구소
Tel. (02)958-5922, Fax. (02)958-5909

초고분자량 폴리에틸렌(UHMWPE)의 마모는 전 슬관절 성형

술(Total knee arthroplasty) 실패의 주된 요인으로 알려지고 있다[1,2]. 인공 관절에서 UHMWPE의 마모에 따른 문제에 관하여는 많은 연구 보고가 있고, 현재 인공 관절 분야의 가장 중요한 관심사의 하나이다. 이는 인공 슬관절의 금속과 UHMWPE 사이의 연속적인 상대운동과 표면 접촉응력에 의한 마모로 생기는 마모 입자(Wear particle)에 대한 조직반응으로 골용해(Osteolysis)가 일어나고 이것이 실패의 원인으로 작용하기 때문이다[3,4]. UHMWPE의 마모에 영향을 미치는 요인들은 하중 조건, 관절 접촉응력, 관절 모양, UHMWPE 두께, 그리고 재료와 표면특성 등을 들 수가 있다. 이러한 요소들이 UHMWPE에 미치는 마모 기전(Wear mechanism)을 규명하기 위한 임상 실험, 마모시험기를 이용한 실험, 그리고 수치해석을 이용한 응력해석 등 많은 연구가 행해져 왔다.

전 슬관절 치환 성형술에 사용되는 경골쪽 삽입물은 대부분 금속지지판(Metal back)에 UHMWPE 삽입물이 고정되는 형태이다. 따라서 금속지지판으로 인해 UHMWPE 삽입물의 두께가 작아지며, 이로 인해 기존 연구들[4,5]에 의해 권장되는 최소 두께(PE thickness = 8~10mm)보다 얇은 두께(4~6mm)의 삽입물이 실제 시술에 사용되어지고 있다. 이는 전 슬관절 치환 성형술에서 근위부 경골 부위 절단 양을 가능한 한 최소로 하려고 하기 때문이다. Goldstein의 연구[6]에 의하면 경골의 절단 양이 증가함에 따라 경골의 물성이 감소하지만 경골 표면에서 20mm 아래까지는 그 변화가 심하지 않다고 한다. 따라서, 접촉응력을 줄일 수 있도록 현재 사용되어지는 두께보다 더 두꺼운 UHMWPE를 사용하기 위해 수술시 한계내에서 경골의 절단량을 크게 하는 것도 삽입물의 실패를 줄일 수 있는 한 가지 방법이라 할 수 있다.

Bartel과 Wright는[5,7] 접촉응력(Contact stress)은 UHMWPE의 마모에 큰 영향을 미치는 것으로 보고하였다. 최근에는 UHMWPE의 상부인 관절접촉표면(Tibiofemoral contact surface)에서의 마모뿐만 아니라 UHMWPE의 하부인 금속지지판 표면(Metal/PE interface)에서의 마모도 중요시 되고 있다. 그러나 지금까지의 논문은 관절 접촉면에서의 접촉조건만을 고려했고 실제와 유사한 금속판이 지지된 표면에서의 접촉조건은 고려하지 않고 있다.

본 연구에서는 유한요소해석을 이용하여 UHMWPE 삽입물의 상부 표면뿐만 아니라 하부 표면에서 금속 삽입물과의 접촉조건을 고려하여 UHMWPE의 두께, 모양, 마찰, 굽힘 정도에 따른 양 접촉면에서의 접촉 응력과 내부 응력해석을 통해 이들 변수가 UHMWPE의 마모현상에 미치는 영향을 분석하고자 하였다. 또한 금속지지판 모델과 모두 UHMWPE로만 된 모델에 대한 접촉응력도 비교하였다.

방 법

UHMWPE 삽입물 구성요소들의 모델은 I-DEAS®와 Hyper-

표 1. 폴리에틸렌 모양에 대한 관절표면의 일치정도

Table 1. Tibiofemoral conformity for PE shapes

	Model I	Model II ($\alpha=0.50$)	Model III ($\alpha=0.92$)
PE Shape	Flat PE	Moderately Conforming PE (R=110mm)	Highly Conforming PE (R=60mm)

mesh® 프로그램을 이용하여 관절 접촉면에서의 일치정도(Conformity)에 따라 UHMWPE의 모양이 평평한 유형인 Model I (Flat), 일치정도가 낮은 유형인 Model II(Moderate conformity), 일치정도가 높은 유형인 Model III(High conformity)의 3가지 유형의 모델이 구현되었으며(표 1), 관절 접촉면의 반경에 대한 일치정도(Conformity)는 다음과 같이 정의되었다.

$$\alpha = r/R, \quad \alpha : \text{Conformity ratio} \quad (1)$$

r : 대퇴 삽입물의 반경
R : 경골 삽입물의 반경

대퇴골 삽입물(Femoral component)은 r=55mm의 반경을 갖는 강성체로 모델링 하였으며, UHMWPE 삽입물과 금속 지지판의 두께는 각각 6mm, 3mm로, 앞 뒤 길이는 43mm로 하였다. 슬관절의 상대운동은 주로 시상면(Sagittal plane)에서 일어나고, 또한 본 연구에서는 여러 가지 조건을 변화시키면서 응답 특성을 분석하기 위해 단순한 2차원 비선형 plane strain 유한요소로 모델링 하였으며(그림 1), 모델에 대한 해석은 AB-AQUS 5.4® 프로그램을 이용하였다.

UHMWPE의 물성값은 표2에 나타난 바와 같이 비선형 모델을 사용하였으며[7], 대퇴 삽입물의 요소는 86개의 2절점 강성체 요소(Rigid element)로, 경골 삽입물(Tibial component)의 요소는 1548개의 4절점 사각형 요소로 구성되었고, 모든 재료는 균질(Homogeneous)하고 등방성(Isotropic)인 것으로 가정하였다.

그림 1에서와 같이 하중조건은 대퇴 삽입물인 강성체를 첫째, 한발로 디딜 때의 조건인 하중(2500N)이 UHMWPE를 수직방향으로 누르는 조건(0도 굴곡), 둘째, 계단을 오를 때의 조건인 하중(3125N)으로 UHMWPE를 60도로 누르는 하중조건(60도 굴곡)을 부여하였다(표 3)[8,9]. 경계조건으로 금속 지지판의 하단부를 완전히 고정시켰으며 UHMWPE의 하부 양끝은 수평방향으로 고정시켰다.

초기 접촉조건(Contact condition)으로 UHMWPE의 상부인 관절 접촉면에는 점접촉(Point contact) 조건을, UHMWPE의 하부인 금속 지지판 접촉면에는 선접촉(Line contact)조건을 부여하였으며, 두 가지 접촉조건은 마찰계수(μ)가 0.08인 쿨롱 마찰 조건을 사용하였다[10,11].

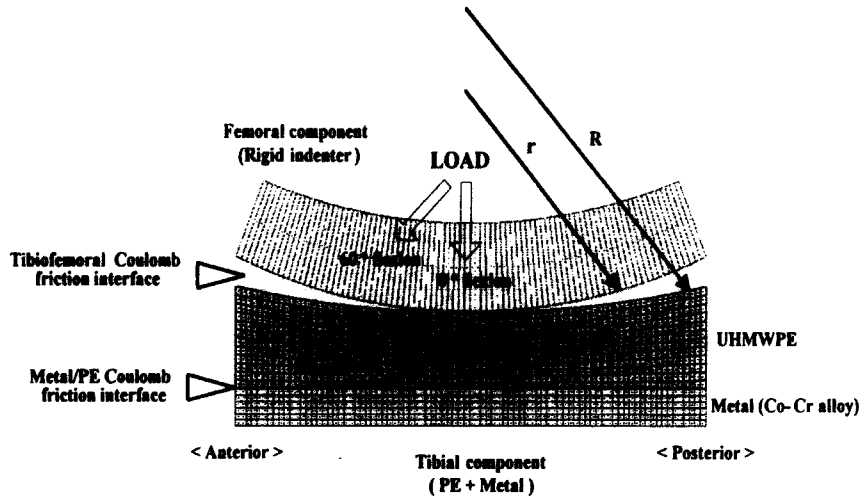


그림 1. 인공슬관절 삽입물의 유한요소 모델(모델 II) : 시상면
 Fig. 1. FEM model of femoral & tibial component (model II) : sagittal plane

표 2. 초고분자량 폴리에틸렌과 금속의 물성치[6]
 Table 2. Material properties and quadrilinear model for UHMWPE and metal[6]

Material	Elastic Modulus[MPa]	Poisson's Ratio	Yield Strength[MPa]	—	
Metal (Co-Cr Alloy)	200,000	0.30	—	—	
UHMWPE	1,000	0.46	14.07	True Stress	Plastic Strain
				14.07	14.07
				22.05	22.05
				27.06	27.06
				29.52	29.52

표 3. 하중조건들에 대한 수치
 Table 3. Model input for loading conditions

Degree	0° flexion	60° flexion
Applied Load	2,500 [N] (4 × BW)	3,125 [N] (5 × BW)
Activity	Walking	Stair Ascent

*BW=Body weight (62.5kgf)

결과 및 토의

UHMWPE 삽입물 모양에 따른 관절의 일치정도(Conformity)에 대한 해석의 경우, 전체적으로 관절 표면의 일치정도가 높은 모델에서 UHMWPE의 상부 표면과 내부에서 응력이 적게 나타났다(그림 2-5). 일치정도가 높은 Model III에서 가장 낮은 응력이 관찰되었고, UHMWPE 접촉표면을 따라 완만한 곡선형태의 응력 분포를 보여주었으며, UHMWPE 하부 표면에서의 접촉 응력은(그림 3) 상부 표면에서의 접촉 응력(그림 2) 보다는 약간 낮지만 넓은 응력 분포를 보여주었다. UHMWPE의 표

면 아래로 내려갈수록 von-Mises 응력은 증가하는 경향을 보였고, 일치정도가 낮은 Model I의 경우 이 현상이 두드러지게 나타났다. 전체적으로 표면아래 3~4mm 정도에서 최대 응력을 보여 주었다(그림 5). 일치정도와 접촉응력과의 관계에 대한 결과는 Bartel 등[5,7]의 결과와 동일한 결과이었지만, 관절면 표면아래의 1-2mm에서 von-Mises 응력이 최대를 보인 Bartel 등[7]의 결과와는 달리 3-4mm 정도에서 최대 응력이 관찰되었다. 실제 임상적인 관찰에서도 일치정도가 낮은 디자인의 삽입물에서 마모와 골용해 등의 문제가 주로 발생하고 있는 것[13, 14]은 본 연구 결과로 설명이 가능하다.

UHMWPE의 손상 가능성에 대한 기준의 하나로 von-Mises 응력이 UHMWPE의 항복강도(약 14 MPa)보다 높을 경우에 UHMWPE의 소성 변형이 일어나는데, 그림 4, 5에서 볼 수 있듯이 관절의 일치정도가 가장 높은 Model III의 경우 UHMWPE의 상부표면과 내부에서의 von-Mises 응력이 UHMWPE의 항복강도를 넘지 않았다. Model II의 경우, UHMWPE의 상부 표면에서는 최대 von-Mises 응력(14.3 MPa)은 항복강도와 유사하지만 UHMWPE 내부에서의 최대 von-Mises 응력은 21.9 MPa로 UHMWPE의 항복강도를 초과하였다. 관절의 일치정

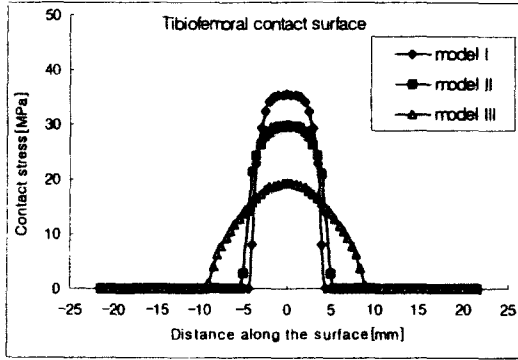


그림 2. 3가지 유형의 모델에 대한 관절접촉표면에서의 접촉응력(굴곡 각도=0)
 Fig. 2. Contact stress at the tibiofemoral contact surface for 3 models(model I: flat PE, model II: moderately conforming PE, model III: highly conforming PE)

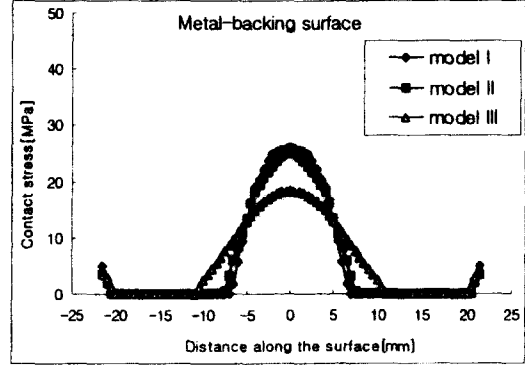


그림 3. 3가지 유형의 모델에 대한 금속지지표면에서의 접촉응력(굴곡 각도=0)
 Fig. 3. Contact stress at metal-backing surface for 3 models (model I: flat PE, model II: moderately conforming PE, model III: highly conforming PE)

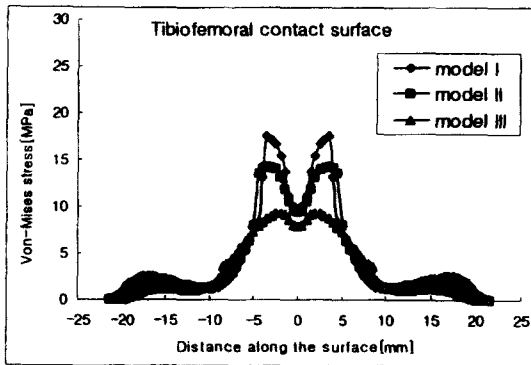


그림 4. 3가지 유형의 모델들에 대한 관절접촉표면에서의 von-Mises 응력(굴곡 각도=0)
 Fig. 4. Von-Mises stress at the tibiofemoral contact surface for 3 models(model I: flat PE, model II: moderately conforming PE, model III: highly conforming PE)

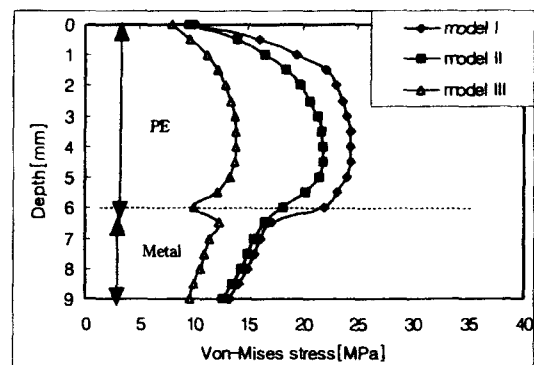


그림 5. 3가지 유형의 모델들에 대한 폴리에틸렌 표면 아래에서의 von-Mises 응력(굴곡 각도=0)
 Fig. 5. Von-Mises stresses below PE surface for 3 models(model I: flat PE, model II: moderately conforming PE, model III: highly conforming PE)

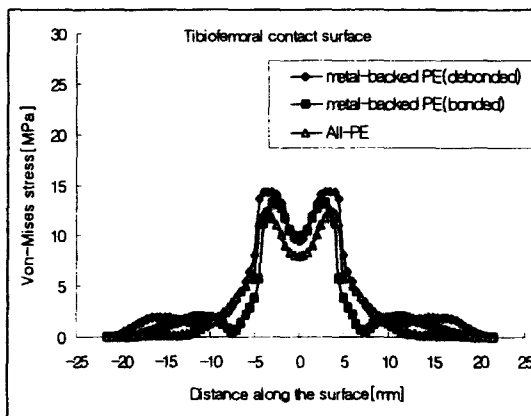


그림 6. 관절접촉표면에서 구성요소들에 대한 von-Mises 응력(유형: 모델 II, 굴곡 각도=0)
 Fig. 6. Von-Mises stress for components at tibiofemoral contact surface(type: model II)

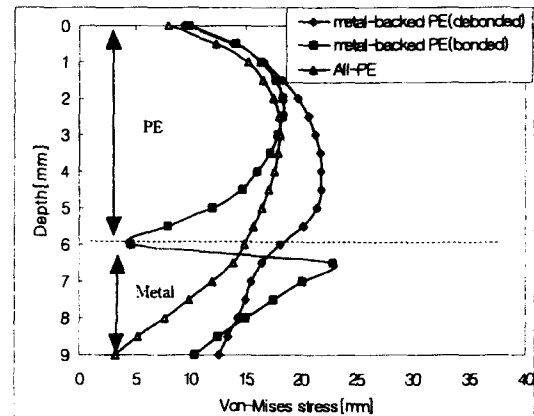


그림 7. 폴리에틸렌 표면아래에서 구성요소들에 대한 von-Mises 응력(유형: 모델 II, 굴곡 각도=0)
 Fig. 7. Von-Mises Stress for components below PE surface (type: model II)

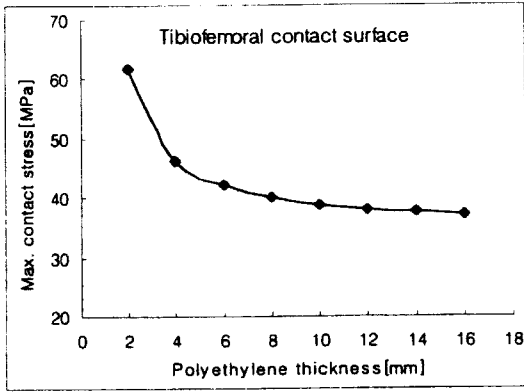


그림 8. 폴리에틸렌 두께에 대한 최대접촉응력(유형 : 모델 I, 굴곡 각도=0)
Fig. 8. Max. contact stress vs. PE thickness(type : model I)

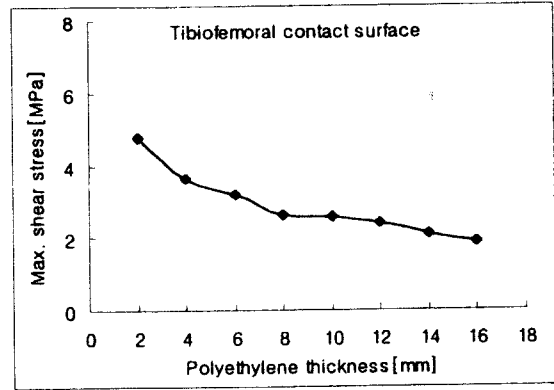


그림 9. 폴리에틸렌 두께에 대한 최대전단응력(유형 : 모델 I, 굴곡 각도=0)
Fig. 9. Max. contact shear stress vs. PE thickness(type : model I)

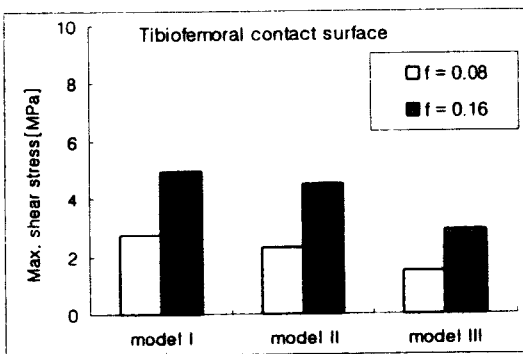


그림 10. 관절접촉면에서 3가지 유형의 모델들의 마찰계수에 대한 최대전단응력(f=마찰계수, 굴곡 각도=0)
Fig. 10. Max. shear stress at the tibiofemoral contact surface due to different friction coefficients of 3 models(model I : flat PE, model II : moderately conforming PE, model III : highly conforming PE)

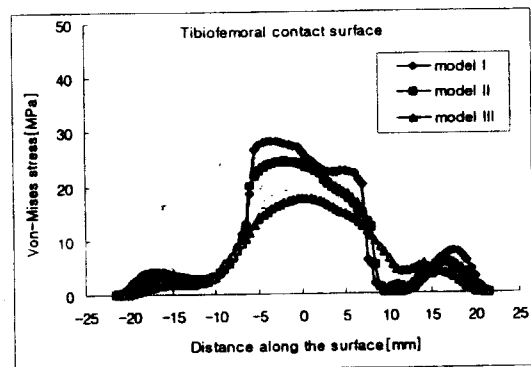


그림 11. 굴곡 각도 60도에 대한 관절접촉면에서 3가지 유형 모델들의 Von-Mises 응력
Fig. 11. Von-Mises stress at the tibiofemoral contact surface at 60° flexion degree for 3 models(model I : flat PE, model II : moderately conforming PE, model III : highly conforming PE)

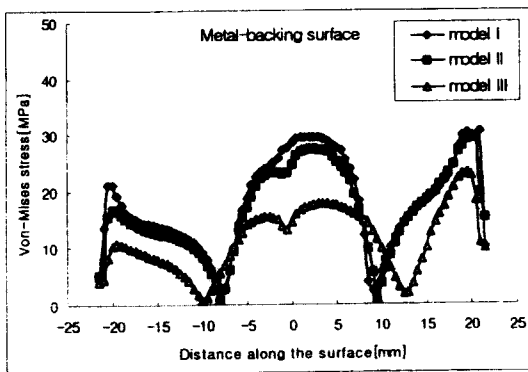


그림 12. 굴곡 각도 60도에 대한 금속지지표면에서 3가지 유형 모델들의 von-Mises 응력
Fig. 12. Von-Mises stress at metal-backing surface at 60° flexion degree for 3 models(model I : flat PE, model II : moderately conforming PE, model III : highly conforming PE)

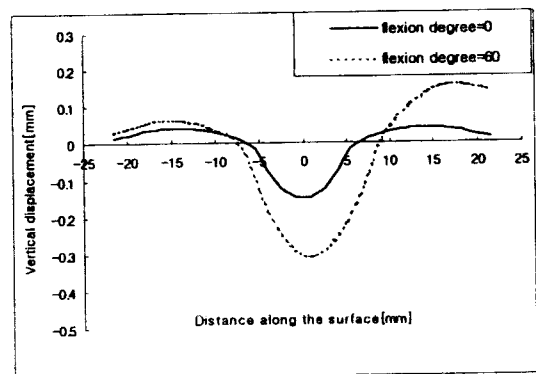


그림 8. 굴곡 각도에 대한 관절접촉면에서의 수직 변형(유형 : 모델 II)
Fig. 8. Vertical deformation at tibiofemoral contact surface for flexion degree(type : model II)

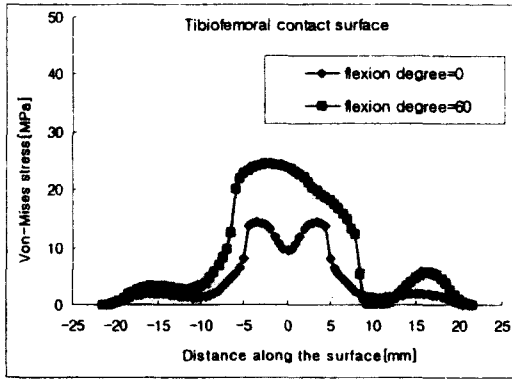


그림 14. 굴곡 각도에 대한 관절접촉면에서의 von-Mises 응력(유형: 모델 II)
 Fig. 14. Von-Mises stress at the tibiofemoral contact surface at 0, 60° flexion(type: model II)

도가 낮은 Model I의 경우는 UHMWPE 상부 표면과 내부에서 von-Mises 응력이 각각 17.5, 24.5 MPa로 모두 항복강도를 초과하였다. 이러한 조건은 보행시 유각기(Swing phase)에 한발로 디딜 때의 하중조건으로서 보행시 주기적으로 일어나므로 이러한 하중이 계속 가해짐에 따라 관절의 일치정도가 특히 낮은 Model I의 경우 항복강도보다 높은 응력으로 인해 UHMWPE의 소성 변형과 상부 표면에서의 마모 가능성이 커져 결국 UHMWPE가 손상될 확률이 커질 것으로 판단된다. 실제 재수술시 채취한 삽입물의 Retrieval 연구에서 일치정도가 낮은 삽입물의 상부 표면에서 박편마모(Delamination)가 주로 관찰되는 것[13,14]도 상기한 본 연구 결과로 설명될 수 있다. 또한, 그림 5에서 Model III 즉 Highly conforming PE의 경우 접촉 운동 형태가 다른 모델들에 비해 많이 제한되어 있고, 이로 인해 PE와 Metal-backing 사이에 전단 응력이 발생하여 경계면에서 약간의 응력 불연속 현상이 나타났다.

그림 6과 7은 Model II에서 금속지지판이 있는 유형(Metal-backed component)과 UHMWPE로만 된 유형(All-polyethylene component)에 대한 해석결과이다. 금속판이 지지된 유형의 경우 금속판과 UHMWPE 사이의 결합 정도에 따른 응력 분포를 비교하기 위해 금속판과 UHMWPE 사이가 완전히 결합된 경우와 완전히 결합되지 않고 실제와 유사한 접촉조건을 준 경우에 대한 해석이 수행되었다. 금속판이 지지된 유형 중 접촉조건을 준 경우(Debonded)의 응력이 UHMWPE 상부 표면에서부터 점차적으로 증가하여 4mm 정도 아래에서 최대 응력을 보여주었고 이후 점차적으로 감소하는 경향을 보여주었다. 금속판과 UHMWPE가 완전히 결합된 것으로 가정된 모델(Bonded)의 경우 표면에서 1.5mm 정도까지는 접촉조건을 준 유형(Debonded)과 유사한 분포를 보이다가 약 2mm 정도 아래에서 최대응력을 보여주었으며 UHMWPE 아래쪽으로 갈수록 크게 감소하는 경향을 보여주었다. 또한, PE와 Metal-backing 사이가 완전히 Bonding 된 경우를 가정하였기 때문에 변형은 연속적인 반면

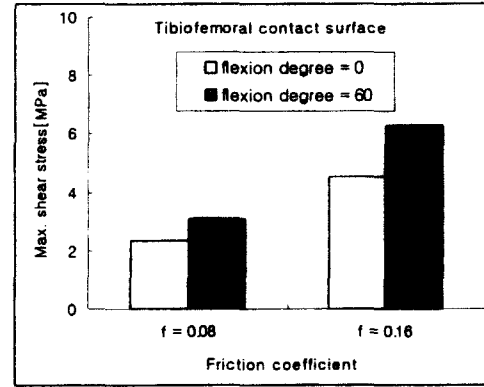


그림 15. 굴곡 각도에 대한 관절접촉면에서의 최대전단응력(유형: 모델 I)
 Fig. 15. Max. shear stress at the tibiofemoral contact surface at 0, 60° flexion(type: model I)

응력 값은 Stiffness가 큰 금속에서 불연속적으로 증가하였다. UHMWPE로만 된 유형의 경우는 표면에서 3mm 정도 아래에서 최대응력을 보여주었고 아래로 갈수록 점차적으로 감소하는 분포를 보여주었으며, 금속판이 지지된 유형보다 전체적으로 낮은 응력분포를 보여주었다(그림 6, 7). 기존의 연구에서는 금속 지지판을 고려하지 않고 UHMWPE만 모델링하여 해석하였거나, 금속판과 UHMWPE 사이가 완전히 결합된 것으로 가정한 것으로, 이러한 해석결과는 위의 결과에서 언급했듯이 UHMWPE 내부에서의 최대 응력 위치와 전체적인 응력분포가 실제 접촉조건을 가진 금속지지판을 고려한 해석결과와 다소 상이한 결과를 보여주었다. 구성요소에 대한 해석은 모두 UHMWPE로만 된 유형이 금속판이 지지된 유형보다 UHMWPE 상부표면과 내부에서 낮은 응력 분포를 보여줌으로써 UHMWPE의 마모와 손상을 줄여줄 수 있는 유형으로 판단된다.

UHMWPE 두께에 대한 최대 접촉응력 및 전단응력 해석의 경우, 그림 8에서 볼 수 있듯이 UHMWPE의 두께가 두꺼워질수록 최대 접촉응력이 낮아지는 경향을 보였다. 두께가 약 8mm 이상부터는 최대응력이 일정해지는 경향을 보였으며 8mm 이하의 경우 최대 접촉응력이 상대적으로 높게 나타났다. UHMWPE의 두께를 현재 사용되는 약 4mm의 두께에서 8mm의 두께로 4mm 높여줄 경우 최대 접촉응력이 약 15% 감소되었으며, Bartel등의[5] 연구에서는 26% 감소되는 것으로 나타났다. 최대 전단응력의 경우는 UHMWPE의 두께를 4mm에서 8mm로 높여줄 경우 약 27% 감소되었다(그림 9). UHMWPE의 두께는 환자의 나이와 몸무게를 고려하여 최소 6-10mm 정도가 적합한 것으로 사료된다.

슬관절(Knee joint) 부위의 연속적인 상대운동으로 UHMWPE 표면의 마모가 발생하면서 금속과 UHMWPE 사이의 마찰계수는 점차적으로 증가한다[12]. 이러한 마찰력으로 접촉표면에서는 인장력(Traction force)이 생기게 되며, 접촉면에서 마찰계수의 증가($\mu=0.08 \rightarrow 0.16$)에 대한 접촉 전단응력(Contact shear

stress)의 영향을 분석한 결과, 관절 접촉면에서의 최대 접촉 전단응력은 그림 10에서 볼 수 있듯이 Model I 에서 마찰계수가 0.08일 경우 최대 전단응력이 2.8 MPa에서 마찰계수가 0.16으로 증가함에 따라 5.0 MPa로 증가하였다. 최대응력 위치도 표면중앙에서 수평방향으로 약 2mm 떨어진 위치에서 일어났다. Model II, III도 마찰계수가 증가함에 따라 최대 전단응력이 약 2배정도 높게 나타났다. 금속지지판 표면에서의 최대 전단응력은 관절 접촉표면보다는 다소 낮지만 유사한 경향을 보여주었다. 이러한 마찰계수의 증가로 인한 높은 전단응력은 UHMWPE 표면의 균열(Surface cracking)과 박편마모(Delamination)를 심화시킬 수 있는 것으로 추측될 수 있다.

슬관절의 굴곡 정도가 60도(계단을 오를시)인 경우에는 전체적으로 UHMWPE 상부 표면에서 뿐만아니라 UHMWPE 내부에서 굴곡 정도가 0도 일때보다 높은 응력을 보여주었다(그림 11-15). UHMWPE의 상부 표면과 하부 표면에서의 von-Mises 응력(그림 11, 12)을 분석해 보면, Model III에서 최대 응력은 UHMWPE의 항복강도와 유사한 크기를 보여주지만, Model I과 II에서는 모두 UHMWPE의 항복강도를 초과하였다. Model II 유형에 대한 UHMWPE의 상부 표면에서의 수직변형은 그림 13에서와 같이 굴곡 각도가 0도일 경우 최대 약 0.15mm의 변형이 있었으며 60도의 경우 0.31mm로 약 2배의 최대 변형을 보여주었다. 상부 표면에서의 응력분포에서(그림 14) 굴곡 정도가 0도 일때는 최대 von-Mises 응력이 약 14.3 MPa 이었지만 60도일 경우에는 약 24.4 MPa로 약 70% 증가했다. 최대 전단응력에 대한 해석의 경우, 그림 15에서 볼 수 있듯이 마찰계수가 0.08에서, 굴곡 각도가 60도인 경우는 0도일 때보다 최대 전단응력이 약 3.1 MPa에서 약 2.3 MPa로 약 33% 증가하였으며, 마찰계수가 0.16일 경우에는 굴곡 각도가 0도일 때 보다 약 40% 증가하였다. Model II, III도 Model I의 결과와 유사한 경향을 보였다. 이와 같이 굴곡 각도가 60도로 될 경우 전체적으로 항복강도보다 높은 수치를 보여줌으로써 UHMWPE의 소성 변형과 표면에서의 마모 가능성이 커짐을 알 수 있다. 무릎운동의 주를 이루는 정상 보행시의 굴곡 각도가 0~30도 사이이므로, 60도의 하중을 주는 무리한 자세를 피함으로써 UHMWPE의 손상 가능성을 줄일 수 있다. 그러나, 피로기전에 의해 항복강도보다 낮은 응력하에서도 미세 흠에 의해 균열이 전달될 수 있으므로 항복강도보다 응력이 낮다고 해서 반드시 안전한 것을 의미하지는 않는다. 현재, 인공슬관절 전치환술후 회수된 50개의 UHMWPE 구성요소들에 대해 표면분석 및 평가를 하고 있으며, 이러한 구성요소들을 유한요소법을 이용해 모델을 더 정밀히 구현하여 임상실험과의 결과와 비교, 검증할 예정이다.

결 론

본 연구에서는 복잡한 실제 무릎의 형상과 운동양식을 유한요소해석법을 이용해 단순화시켜 인공관절에 대한 생체역학적인

연구를 수행하였다. 연구결과, UHMWPE의 모양에 따른 관절의 일치정도에 대한 영향의 경우, 기존의 연구[5]와 유사하게 일치정도가 높은 모델이 응력을 줄여줄 수 있는 유형으로 나타났으며, UHMWPE 내부에서의 응력분포는 금속지지판 접촉면에 접촉조건을 준 경우가 완전히 결합된 것으로 가정한 경우보다 최대응력이 1-2mm 더 아래에서 나타났다. 또한, UHMWPE로만 된 유형이 금속지지판 유형보다 낮은 응력분포를 보여줌으로써 높은 응력으로 인한 UHMWPE의 마모와 균열을 줄여줄 수 있는 유형으로 사료된다. UHMWPE 두께에 대한 영향의 경우는 최소 6-10mm 정도의 두께가 적당한 것으로 나타났다. 굴곡 각도가 60도인 경우에는 관절의 일치정도가 높은 유형의 경우를 제외하고는 모두 UHMWPE의 항복강도보다 높은 응력값을 보여줌으로써 UHMWPE의 소성 변형과 표면에서의 마모 가능성이 커짐을 알 수 있었다. 생체 내 관절부위에서 UHMWPE의 마모는 피할 수 없지만 슬관절의 굴곡 정도를 고려한 관절부위 모양 및 두께의 최적화는 접촉표면 및 UHMWPE 안에서의 응력을 줄여줌으로써 삽입물의 수명을 연장할 수 있을 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

- Whiteside, L. A. *Wear in Total Knee Arthroplasty*. Biological Material & Mech. Considerations of Joint Replacement, pp.253-260, 1993
- K. J. Chillag, E. Barth, *An Analysis of Polyethylene Thickness in Modular Total Knee Components*. Clinical Orthopaedics, Vol. 273, pp.261-263, 1991
- H. G. Willert, H. Bertram, G. H. Buchhorn, *The Role of Ultra-High Molecular Weight Polyethylene Wear Particles*, Clinical Orthopaedics and Related Research, Vol.258, pp. 95-107, 1990
- J. B. Collier, Michael B. Mayor, James L. McNamara, *Analysis of the Failure of 122 Polyethylene Inserts From Uncemented Tibial Knee Components*. Clinical Orthopaedics, Vol. 273, pp.232-242, 1991
- D. L. Bartel, V. L. Bicknell, T. M. Wright, *The Effect of Conformity, Thickness, and Material on Stresses in Ultra-High Molecular Weight Components for Total Joint Replacement*. J. Bone and Joint Surgery, Vol. 68-A, pp. 1041-1051, 1986
- S. A. Goldstein, D. L. Wilson, D. A. Sonstegard, L. S. Matthew, *The Mechanical Properties of Human Tibial Trabecular Bone As a Function of Metaphyseal Location*, J. Biomechanics, Vol.16, pp.965, 1983
- D. L. Bartel, J. J. Rawlinson, A. H. Burstein, C. S. Ranawat, W. F. Flynn, *Stresses in Polyethylene Com-*

- ponents of Contemporary Total Knee Replacements. Clinical Orthopaedics, Vol.317, pp.76-82, 1995
8. T. P. Andriacchi, G. B. Andersson, R. W. Fermier, J. O. Galante, *A Study of Lower-Limb Mechanics during Stair-Climbing*. J. Bone and Joint Surgery, Vol.62-A, pp. 749-757, 1980
 9. J. B. Morrison, *The Mechanics of the Knee Joint in Relation to Normal Walking*, J. Biomechanics, Vol.3, pp.51-61, 1970
 10. R. N. Natarajan, U. Schroder, T. P. Andriacchi, M. Wimmer, *Effect of Coefficient of Friction on Shear Stress Distribution in a UHMWPE Component of a TKR*, ASME Bioengineering Conference, BED-Vol.35, pp. 107-108, 1997
 11. S. M. Kurtz, A. Edidin, L. Bartel, *The Role of Backside Polishing, Cup angle, and Polyethylene Thickness on the Contact Stresses in Metal-backed Acetabular Components*, J. Biomechanics, Vol.30, pp.639-642, 1997
 12. H. McKellop, I. C. Clarke, K. L. Markolf, H. C. Amstutz, *Wear Characteristics of UHMW Polyethylene*. J. Biomed. Mater. Res. Vol.12, pp.895-927, 1978
 13. G. A. Engh, K. A. Dwyer, C. K. Hanes, *Polyethylene Wear of Metal-backed Tibial Components in Total and Unicompartmental Knee Prostheses*. J Bone Joint Surg [Br], Vol 74, pp. 9-17, 1992
 14. P. C. Peters, G. A. Jr Engh, K. A. Dwyer, T. N. Vinh, *Osteolysis After Total Knee Arthroplasty Without Cement*. J Bone Joint Surg [Am] Vol. 74, pp. 864-876 1992