반치환 무릎 인공관절에서의 재료조합에 따른 접촉압력 분석

노 태 현¹ · 전 흥 재^{1*}

¹연세대학교 기계공학부

Analysis of Contact Pressure for Material Combination in Unicompartmental Knee Implant

Tae-Heon Noh¹ and Heoung-Jae Chun^{1*}

¹Department of Mechanical Engineering, Yonsei Univ., Seoul, 03722, Korea

Abstract

In knee implants, contact pressure has a significant effect on wear. In this study, finite element analysis is performed using the knee implant model developed in the previous research. The contact pressures for a total of 10 knee implant materials combinations were analyzed using the combinations actually used in research and industry. In order to calculate the contact pressure, The load was applied when the flexion angle of knee was 30°, 45° and 60°. The result of contact pressure revealed the smallest contact pressure in the titanium alloy-UHMWPE combination. In the case of UHMWPE, contact pressure did not change much with any material used in the femur. Compared the combination with the largest contact pressure and the smallest contact pressure, the difference was 0.77%. On the other hand, Carbon / PEEK composites showed 5.3% difference when the contact pressure was the largest and the smallest. It can be seen that when the Carbon / PEEK composite material is used as the bearing part, the material of the femoral part affects the wear. This study will contribute to the prediction of knee implant wear and minimization of wear.

Keywords : unicompartmental knee implant, finite element analysis, contact pressure, material combination

1. 서 론

무릎관절은 인간의 몸에서 가장 중요한 관절 중 하나이다. 무릎 관절은 세 개의 뼈(대퇴골, 경골 그리고 슬개골)로 이루어진 "hinge-type"인 관절이다. 이 관절은 구부림, 신전뿐만 아니라 약간의 회전도 가능하다(Shi, 2007). 무릎 관절에 부상이나 병이 발생하면 무릎 관절 성형술을 해야 한다. 무릎 관절수술은 본래 고통을 줄여주고 더 나은 삶을 위한 수술 방법이다. 가장 흔한 수술방법은 슬관절 부분치환술(unicompartmental knee arthroplasty, UKA)과 슬관절 전치환술(total knee arthroplasty, TKA)이다(Sugita *et al.*, 2000). 최근에는 UKA가 더 선호되고 있다. UKA는 TKA에 비해서 회복 기간이 더 짧고 뼈 손실이 적다는 장점이 있다(Emerton *et al.*, 2001; Keene *et al.*, 2005). 또한, UKA는 전방 십자

인대와 후방 십자인대를 포함한 조직들을 보존할 수 있다. 이러한 인대들이 수술 후에도 안정성, 균형 그리고 자연적인 움직임을 유지해 준다.

UKA뿐만 아닌 무릎 임플란트에서는 Cobalt Chrome alloy, Titanium alloy 그리고 고분자 재료 등을 주로 사용한다. 각각의 재료들은 서로 다른 기계적 물성과 화학적 특징을 지니고 있다. 이러한 재료들은 생체에 적합하고 오래 사용하기 위한 다양한 특징을 지녀야 한다. 마모에 대한 저항이 높고 생체적 합성이 좋아야 하며 부식에 대한 저항 역시 높아야 한다. 이 밖에도 무릎 임플란트의 성능을 높이고 오래 사용하기 위해 필요한 성질들이 있다. 또한 인체에 해로운 영향을 주는 금속을 최소화하기 위해서 니켈을 제거한 합금 또는 니켈을 대신하여 질소를 넣어서 성질을 유지한 합금을 사용하기도 한다.

무릎 임플란트에서 가장 문제가 되는 부분은 마모에 의한

* Corresponding author:

Tel: +82-2-2123-4827; E-mail: hjchun@yonsei.ac.kr
Received August 30 2017; Revised December 20 2017;
Accepted December 21 2017

©2018 by Computational Structural Engineering Institute of Korea

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

파손과 마모 입자들에 의한 영향 그리고 뼈의 응력 차폐(stress shielding)현상이다. 마모를 줄이기 위해 최근에는 무릎 임플란트의 구성요소 중 베어링부에 주로 ultra-high-molecular-weight polyethylene(UHMWPE) insert가 중요한 재료로써 사용되고 있다. 임플란트의 대퇴골부는 금속을 많이 이용한다. 그 이유는 베어링부도 금속을 사용하면 베어링부가 고분자재료일 때보다 마모와 표면에 상처가 많아지기 때문이다. 뼈의 응력 차폐현상은 뼈의 자극이 줄어서 뼈의 밀도가 줄어드는 현상이다. 이러한 현상을 줄이거나 제거하기 위해서는 뼈와 비슷한 탄성계수를 가지는 재료를 사용해야 한다.

마모로 인한 무릎 임플란트의 파손 및 불안정성은 수술한 환자에게 심각한 증상인 것으로 알려져 있다. 기존의 연구에서는 이러한 이유로 무릎 임플란트에서 UHMWPE insert의 마모를 중요한 이슈로 삼았다(Cadambi *et al.*, 1994; Schmalzried *et al.*, 1997). 마모량은 Archard's law를 이용하면 계산할 수 있다. Archard's law는 접촉 압력, 미끄럼 거리, 재료 물성 그리고 다른 요소들에 연관되어 있다(Kang *et al.*, 2009; Innocenti *et al.*, 2004). Kuster 등(2000)은 베어링 요소에서 접촉압이 무릎 관절 성형술에서 폴리에틸렌의 마모의 가장 중요한 원인이라고 제시했다.

본 연구에서는 UKA를 중심으로 연구를 진행하였으며, 본 연구기관에서 개발한 UKA 모델을 이용하였다. 또한, 실제 산업과 연구에서 많이 사용되는 UKA의 대퇴골부와 베어링부의 재료 조합을 유한요소해석을 이용하여 재료조합에 따른 접촉압력을 분석하였다.

2. 본 론

2.1 유한요소모델

FE 모델을 구축하기 위해서 DePuy Sigma High Performance Unicompartmental Knee Replacement(Johnson & Johnson medical, New Jersey, USA)을 기반으로 초기 형상을 만들었다. UKR FE 모델은 UG NX9(Siemens PLM software, Torrance, CA, USA)와 Solidworks

Fig. 1 Boundary condition

(Dassault systems, Velizy Villacoublay, France)를 사용하여 만들었다. UKR 모델은 대퇴골부와 베어링 부분으로 구성되어 있다. 각 구성은 Fig. 1과 같다.

FE mesh와 해석은 ABAQUS 6.14(Dassault Systems, Velizy-Villacoublay, France)를 이용하였다. FE 모델은 tetrahedron mesh로 구성하였다. 사면체 요소는 2차 요소인 C3D10을 사용하였다. 대퇴골부 부분은 12,882개의 요소와 19,937개의 노드로 되어있다. 베어링 부분은 21,841개의 요소와 32,065개의 노드로 구성하였다.

대퇴골부와 베어링부에 사용된 재료와 재료 조합은 대퇴골부-베어링부 순서로 Alumina-Alumina, Alumina-UHMWPE, Alumina-Carbon/PEEK Composite, Zirconia-UHMWPE, Zirconia-Carbon/PEEK Composite, CoCrMo-CoCrMo, CoCrMo-UHMWPE, CoCrMo-Carbon/PEEK Composite, Ti6Al4V-UHMWPE 그리고 Ti6Al4V-Carbon/PEEK Composite를 사용하였다. 메쉬 수렴도를 확인한 결과 해석에 적절한 메쉬 사이즈인 1.5mm로 모든 요소를 구성하였다.

2.2 경계조건과 하중조건

대퇴골부와 베어링부 접촉면에 접촉압력을 계산하기 위해서 경계조건과 하중조건을 UKR 모델에 부여하였다. 경계조건은 무릎 시뮬레이터와 같이 베어링 부분에서 바닥면의 자유도를 모두 구속하였다.

Medial condyle에 수직하중은 무릎 관절의 해부학적 형태와 관련이 있기 때문에 무릎에 가해지는 하중의 60%로 가정하였다(Morra *et al.*, 2003). 또한, 대퇴골부-베어링 모델에서 3가지 경우에서의 하중 조건을 인가하였다. 무릎이 15° 굽어져 있는 경우에는 1320N, 무릎이 45° 굽어져 있는 경우에는 1920N 그리고 60°인 경우에는 1680N으로 총 3경우의 하중을 인가하였다(Heever *et al.*, 2011). 하중과 경계조건은 Fig. 1과 Fig. 2와 같이 설정하였다. 접촉조건은 대퇴골부와 베어링부 사이에 Penalty contact을 설정하였다. Master surface는 대퇴골부로 하고 Slave surface는 베어링부로 하였다. 수직 집중하중은 대퇴골부의 질량중심에 인가하였다. 또한, 질량중심에 대퇴골부의 모든 안쪽 면을 Kinematic coupling으로

Fig. 2 Loading condition

구속하였다. Static FE analysis는 각각의 3가지 하중조건에 따라 수행하였다.

2.3 재료

2.3.1 요구조건

생체재료란 질병이나 사고 등의 이유로 손상된 조직, 뼈 또는 장기를 대체하여 환자의 고통을 줄이고 삶의 질을 개선해 주는 물질이다.

생체재료는 다양한 조건을 충족해야만 생체재료로써 사용될 수 있다. 우선, 재료가 인체 내부에서 생체조직과 거부반응이 없어야 한다. 생체조직과 접촉하여 생체조직 자극, 염증, 알레르기 그리고 암등을 유발하지 않아야 한다. 이러한 성질을 생체 적합성이라 한다. 또한 생체적합성뿐만 아니라 기능적으로도 우수하여야 한다. 마모에 대한 저항이 높아야 하며 적절한 탄성 계수를 가지는 등 다양한 조건을 충족해야 한다.

탄성계수는 무릎 임플란트에서 중요한 기계적 성질이다. 탄성 계수가 뼈보다 큰 차이로 높으면 응력차폐현상이 생기게 된다. 이러한 현상은 뼈를 약하게 만들어 임플란트가 헐거워지게 만들고 파단을 야기한다. 탄성계수는 낮으면 접촉압력이 작아져 마모에 대한 저항을 줄일 수 있다. 또한 충격 에너지를 흡수하며 응력을 완화시킬 수 있다(Mantripragada *et al.*, 2013). 이러한 이유로 탄성계수는 무릎 임플란트에서 가장 중요한 기계적 성질이다.

탄성계수와 마찬가지로 무릎 임플란트에서 중요한 기계적 성질 중 하나는 마모에 대한 저항성이다. 무릎 임플란트의 마모는 다양한 문제를 일으킨다. 금속 임플란트의 경우 마모에 의해서 발생된 니켈 성분의 입자는 알레르기 반응을 유발하기도 하며 낮은 마모 저항성은 임플란트의 헐거워짐의 원인이 되기도 한다. 또한, 마모 입자들은 무릎 관절을 감염시키는 유기체의 성장을 가속시키기도 한다(Bahraminasab *et al.*, 2011). 무릎 임플란트에서 마모에 중요한 원인이 되는 요소는 접촉 압력이다(Bartel *et al.*, 1986). 따라서, 베어링부와 대퇴골부 사이에 접촉압력이 최소화되어 나오는 재료의 조합이 마모에 대한 저항성이 높다고 볼 수 있다.

2.3.2 재료의 종류

Cobalt Chrome alloy는 무릎 임플란트에서 주로 사용되는 합금이다. Cobalt Chrome은 매우 부드러우며 스크래치에 대한 저항이 우수한 표면을 가지고 있다(Mantripragada *et al.*, 2013). 또한, 다른 재료에 비해 매우 높은 마모 저항성을 지니고 있으며 정적하중 하에서 좋은 기계적 성질을 지닌다(Song *et al.*, 2010). Cobalt Chrome alloy는 장기간동안 최소한의 하중을

지지하고 이상적인 표면을 유지한다. 그러나 Cobalt alloy의 단점은 다른 재료에 비하여 높은 탄성계수를 가져 응력차폐 현상이 발생할 수 있다. 또한 Co 및 Cr 입자 또는 Ni 입자는 조직에 염증 반응 및 면역 반응을 유발한다(Keegan *et al.*, 2008). 이러한 이유로 마모를 최소화하고 재료에 대한 부작용을 억제하기 위해 최근에는 베어링부를 UHMWPE를 많이 사용한다. 한 연구에 따르면 46건의 인공관절 대체술에서 악성 종양이 확인된 사례를 검토한 결과 악성 종양의 발발이 낮은 대부분의 환자는 금속-폴리에틸렌 임플란트를 사용하였고 금속-금속 임플란트를 사용하는 사람은 거의 없었다(Keegan *et al.*, 2008).

Titanium alloy 역시 Cobalt Chrome alloy만큼 많이 사용된다. Titanium은 높은 강도, 낮은 밀도, 부식에 대한 저항, 좋은 생체적합성 그리고 낮은 탄성계수 등 다양한 장점을 지니고 있다. 최근 개발되고 있는 Titanium alloy는 다공성 재질로 만들어 뼈와 유사하게 밀도와 탄성계수를 가지며 뼈보다 우수한 강도를 지닌다. 또한 Titanium은 골유도성 성질을 지니며 골유착 반응이 있어 뼈와 더 단단히 연결된다(Mantripragada *et al.*, 2013). 그러나 가장 흔히 사용되고 있는 Ti6Al4V 합금의 경우 장기간 사용되면 알루미늄과 바나듐이 나와 알츠하이머, 신경통 그리고 골연화증과 같은 문제를 야기한다(Perl *et al.*, 1980). 또한 Titanium 역시 금속과 접촉 시 마찰이 크다. 이로 인해 염증을 유발하고 임플란트가 헐거워진다. 따라서 최근에는 독성을 가지는 요소를 제거한 합금과 Cobalt Chrome alloy처럼 베어링부를 UHMWPE를 사용한다.

Alumina와 Zirconia는 무릎 임플란트에서 가장 많이 사용되는 세라믹 재질이다. 이 두 재질은 압축강도, 생체적합성, 부식과 마모에 대한 저항 그리고 낮은 마찰계수 등 우수한 성질을 지니고 있다(Mantripragada *et al.*, 2013). Alumina는 압축조건 하에서는 우수한 성능을 보이지만 인장조건에서는 파단이 쉽게 일어난다. 파단이 일어나기 전에는 소성변형을 보이지 않지만 파단이 일어나면 굉장히 빠르게 일어난다(Piconi *et al.*, 2003).

Yttria-stabilized Zirconia(Y-TZP)는 Alumina에 비해 두세배 큰 파손인장과 굽힘강도를 지니고 있다. 또한 세포에 대한 독성이 없다. 그러나 Zirconia의 경우 저온열화라는 문제를 가지고 있다(Piconi *et al.*, 2003).

2.3.3 대퇴골부와 베어링부의 재료 조합

본 연구에서 사용한 대퇴골부와 베어링부의 재료 조합은 기존의 연구와 실제 사용하는 조합을 대상으로 하였다(Long, 1998). 재료의 조합은 Table 1과 같다. CoCrMo의 탄성계수는 240GPa 그리고 푸아송비는 0.31(Geetha *et al.*, 2009).

Ti6Al4V의 탄성계수는 112GPa 그리고 푸아송비는 0.36 (Alsamhan, 2013), Alumina의 탄성계수는 380GPa 그리고 푸아송비는 0.25(Bal, 2009), Zirconia의 탄성계수는 214GPa 그리고 푸아송비는 0.3(Jonbergen *et al.*, 2012; Zhang *et al.*, 2012) 그리고 UHMWPE는 탄성계수는 1GPa 그리고 푸아송비는 0.46(Mattila., 2012; Fregly *et al.*, 2005)로 설정하였다. 마찰계수는 CoCrMo와 UHMWPE 사이에 0.04로 설정하였다(Crockett *et al.*, 2009). CoCrMo와 CoCrMo 사이에는 0.25(Crockett *et al.*, 2009), Ti6Al4V와 UHMWPE 사이에는 0.08(Long *et al.*, 1998), Alumina와 Alumina 사이에는 0.054(Zhou *et al.*, 1997), Alumina와 UHMWPE 사이에는 0.03 그리고 Zirconia와 UHMWPE 사이에는 0.045로 하였다(Cho *et al.*, 2003).

Table 1 Material combination

Femoral component	Bearing component
CoCrMo	CoCrMo
CoCrMo	UHMWPE
Ti6Al4V	UHMWPE
CoCrMo	Carbon/PEEK composite
Ti6Al4V	Carbon/PEEK composite
Alumina	Alumina
Alumina	UHMWPE
Zirconia	UHMWPE
Alumina	Carbon/PEEK composite
Zirconia	Carbon/PEEK composite

Table 2 Material properties

Materials	Elastic Modulus(MPa)	Poisson's ratio
CoCrMo	240,000	0.31
Ti6Al4V	110,000	0.36
Alumina	380,000	0.25
Zirconia	214,000	0.3
Carbon/PEEK Composite	19,500	0.4
UHMWPE	1,000	0.46

3. 결 과

본 연구에서는 기존 연구와 실제로 사용하는 관절 임플란트의 재료조합을 본 연구기관에서 개발한 임플란트 모델에 적용하여 접촉압력을 유한요소해석법을 통해 구하였다. 접촉압력 분포는 대표적인 3개의 모델을 선정하여 Fig. 5와 같이 나왔다. Fig. 5에서 대퇴골부에는 실제 현장에서 가장 많이 사용되는 CoCrMo를 사용하였고 베어링부에는 CoCrMo, Carbon/PEEK Composite 그리고 UHMWPE를 사용하였다. 또한 대퇴골부의 재료를 바꾸어도 접촉압력의 분포는 크게 변하지

않기 때문에 접촉압력 분포를 나타내는 대표적인 모델로 Fig. 5와 같이 설정하였다.

Fig. 3에서처럼 대퇴골부와 베어링부에 Alumina를 사용할 때와 비교해서 베어링부만을 UHMWPE으로 바꾸면 무릎이 15°, 45° 그리고 60° 굽어져 있을 때 각각 약 90%, 96% 그리고 95% 만큼 접촉압력을 줄일 수 있다. 또한, 베어링부를 Carbon/PEEK Composite을 사용하면 접촉압력은 각각 53%, 69% 그리고 71%만큼 줄일 수 있다. 마찬가지로 대퇴골부에 Cobalt Chrome alloy를 사용하고 베어링부를 UHMWPE를 사용하면 약 89%, 94% 그리고 93% 만큼 접촉압력을 줄일 수 있고, Carbon/PEEK 복합재료로 하였을 경우에는 52%, 60% 그리고 62% 만큼 줄일 수 있다.

Table 3 Contact pressure on bearing surface

Femoral-Bearing component	15°(MPa)	45°(MPa)	60°(MPa)
Alumina-Alumina	496.1	1667	1320
Alumina-UHMWPE	50.14	71.93	68.53
Zirconia-UHMWPE	50.03	71.69	68.43
Alumina-Composite	230.8	517.5	382.9
Zirconia-Composite	226	507.1	374.8
CoCrMo-CoCrMo	469.3	1259	994.3
CoCrMo-UHMWPE	50.06	71.73	68.46
Ti6Al4V-UHMWPE	49.85	71.38	68.23
CoCrMo-Composite	227.1	509.8	377
Ti6Al4V-Composite	219.2	490.3	360.7

(a) Using alumina femoral component

(b) Using CoCrMo femoral component

Fig. 3 Contact pressure on different bearing material

Fig. 4 Contact pressure on different femoral material

Fig. 5 Contour map of contact pressure on CoCrMo femoral component using CoCrMo(left), Carbon/PEEK Composite(middle) and UHMWPE(right) bearing component

베어링부를 UHMWPE를 사용하고 대퇴골부의 재질을 Alumina, Zirconia, CoCrMo 그리고 Ti6Al4V로 하여 접촉 압력을 비교한 결과 큰 차이가 나지 않았다. Fig. 4는 무릎의 굴절각 중 재료에 따라 가장 큰 차이를 보이는 45°에서의 접촉 압력을 나타낸 그래프이다. 여기서 베어링부가 UHMWPE인 경우 최댓값과 최솟값이 0.55MPa 즉, 접촉압력이 0.77% 감소하였다.

베어링부를 Carbon-PEEK Composite을 사용하고 대퇴골부의 재질을 베어링부가 UHMWPE인 경우와 똑같이 하여 접촉압력을 비교한 결과 최댓값과 최솟값이 27.2MPa 차이가 났으며 5.3 % 감소한 값이다.

4. 결 론

본 연구에서는 본 연구기관에서 개발한 UKR 모델을 이용하여 실제 현상과 기존 연구에서 많이 사용되는 재료 조합에

대한 접촉압력을 구하였다. 본 연구를 통해서 베어링부를 UHMWPE, Carbon/PEEK Composite 그리고 세라믹 재료로 재료를 바꾸었을 때 베어링부의 표면에 접촉압력이 얼마나 감소되었는지를 확인하였다. 여기서, 베어링부가 UHMWPE인 경우에는 대퇴골부에 재료를 바뀌도 접촉압력이 큰 차이를 보이지 않았다. 이는 UHMWPE가 탄성계수가 이미 충분히 작아서인 걸로 생각된다. 따라서 베어링부에 UHMWPE를 사용하면 대퇴골부에 어떠한 재료를 사용하더라도 접촉압력은 거의 유사하다. 그러나 베어링부에 Carbon/PEEK Composite을 사용하면 대퇴골부에 따라 UHMWPE에 비하여 접촉압력이 큰 차이를 보였다.

UHMWPE는 이보다 전에 사용하던 세라믹과 금속재료로 만든 베어링부에 비해서 대퇴골부의 마모를 줄여 주었으나 UHMWPE에서 나오는 마모입자들은 문제가 되고 있다. 최근에는 이러한 문제를 해결하고자 Carbon/PEEK Composite이 연구되어지고 있다. Carbon/PEEK Composite은 Fig. 4에서처럼 세라믹 또는 금속합금 재료보다 약 50~70% 만큼 적은 접촉압력을 보인다. 또한 UHMWPE보다는 약 4~7배 정도 큰 접촉압력을 보인다. 즉, UHMWPE를 사용하였을 때보다 Carbon/PEEK Composite을 사용했을 때 베어링부는 마모가 덜 하지만 대퇴골부에 더 많은 마모가 발생할 것으로 예상된다. 이러한 문제를 해결하기 위해 UHMWPE와 달리 Carbon/PEEK Composite은 대퇴골부의 재료선택을 통해 접촉압력을 줄일 수 있음을 본 연구를 통해 알 수 있다.

본 연구에 사용한 모델은 UHMWPE를 사용하는 무릎 임플란트 모델을 기반으로 구성한 것이다. 그러나 Fig. 5에서처럼 베어링부의 재료에 따라 접촉압력 분포가 UHMWPE와 크게 다를 수 있었다. 따라서 베어링부의 재료에 따라 접촉면적을 확장시킬 수 있는 설계를 함으로써 접촉압력을 줄일 수 있음을 알 수 있다.

본 연구는 반치환 무릎 임플란트 모델에서의 재료조합에 따른 접촉압력을 정적하중 하에서 유한요소 해석법을 이용하여 구하였다. 이를 이용한다면 무릎 임플란트 뿐만 아닌 다양한 관절 임플란트의 접촉압력을 통해 마모를 예측 또는 최소화하는 연구에 도움이 될 것이라 생각한다.

References

- Alsamhan, A.M. (2013) Rationale Analysis of Human Artificial Knee Replacements, *J. King Saud Univ.-Eng. Sci.*, 25(1), pp.49~54.
- Bahraminasab, M., Jahan, A. (2011) Material Selection For Femoral Component of Total Knee Replacement using Comprehensive VIKOR, *Mater.*

- & Des., 32(8), pp.4471~4477.
- Bal, B.S., Khandkar, A., Lakshminarayanan, R., Clarke, I., Hoffman, A. A., Rahaman, M.N.** (2009) Fabrication and Testing of Silicon Nitride Bearings in Total Hip Arthroplasty: Winner of The 2007 "Hap" Paul Award, *J. Arthroplast.*, 24(1), pp.110~116.
- Bartel, D.L., Bicknell, V.L., Wright, T.M.** (1986) The Effect of Conformity, Thickness, and Material on Stresses in Ultra-High Molecular Weight Components for Total Joint Replacement, *JBJS*, 68(7), pp.1041~1051.
- Brailovski, V., Prokoshkin, S., Gauthier, M., Inaekyan, K., Dubinskiy, S., Petrzhik, M., Filonov, M.** (2011) Bulk and Porous Metastable Beta Ti - Nb - Zr (Ta) Alloys for Biomedical Applications, *Mater. Sci. & Eng.: C*, 31(3), pp.643~657.
- Cadambi, A., Engh, G.A., Dwyer, K.A., Vinh, T.N.** (1994) Osteolysis of the Distal Femur after Total Knee Arthroplasty, *J. Arthroplast.*, 9(6), pp.579~594.
- Cho, H.J., Wei, W. ., Kao, H.C., Cheng, C.K.** (2004) Wear Behavior of Uhmwpe Sliding on Artificial Hip Arthroplasty Materials, *Mater. Chem. & Phys.*, 88(1), pp.9~16.
- Crockett, R., Roba, M., Naka, M., Gasser, B., Delfosse, D., Frauchiger, V., Spencer, N. D.** (2009) Friction, Lubrication, and Polymer Transfer between Uhmwpe and Cocrmo Hip Implant Materials: a Fluorescence Microscopy Study, *J. Biomed. Mater. Res. Part A*, 89(4), pp.1011~1018.
- Emerton, M.E., Burton, D.** (2001) (Ii) The Role of Unicompartmental Knee Replacement, *Curr. Orthop.*, 15(6), pp.406~412.
- Fregly, B.J., Sawyer, W.G., Harman, M.K., Banks, S.A.** (2005) Computational Wear Prediction of a Total Knee Replacement From in Vivo Kinematics, *J. Biomech.*, 38(2), pp.305~314.
- Geetha, M., Singh, A.K., Asokamani, R., Gogia, A.K.** (2009) Ti Based Biomaterials, The Ultimate Choice for Orthopaedic Implants - A Review, *Prog. Mater. Sci.*, 54(3), pp.397~425.
- Innocenti, B., Labey, L., Kamali, A., Pascale, W., Pianigiani, S.** (2014) Development and Validation of a Wear Model to Predict Polyethylene Wear in a Total Knee Arthroplasty: a Finite Element Analysis, *Lubricants*, 2(4), pp.193~205.
- Kang, L., Galvin, A.L., Fisher, J., Jin, Z.** (2009) Enhanced Computational Prediction of Polyethylene Wear in Hip Joints by Incorporating Cross-Shear and Contact Pressure in Additional to Load and Sliding Distance: Effect of Head Diameter, *J. Biomech.*, 42(7), pp.912~918.
- Keegan, G.M., Learmonth, I.D., Case, C.** (2008) A Systematic Comparison of the Actual, Potential, and Theoretical Health Effects of Cobalt and Chromium Exposures from Industry and Surgical Implants, *Crit. Rev. Toxicol.*, 38(8), pp.645~674.
- Keene, G.C., Forster, M.C.** (2005) (Iii) Modern Unicompartmental Knee Replacement, *Curr. Orthop.*, 19(6), pp.428~445.
- Kuster, M.S., Horz, S., Spalinger, E., Stachowiak, G.W., Gächter, A** (2000). The Effects of Conformity and Load in Total Knee Replacement, *Clin. Orthop. & Relat. Res.*, 375, pp.302~312.
- Long, M., Rack, H.J.** (1998) Titanium Alloys in Total Joint Replacement—A Materials Science Perspective, *Biomater.*, 19(18), pp.1621~1639.
- Mantripragada, V.P., Lecka Czernik, B., Ebraheim, N.A., Jayasuriya, A.C.** (2013) An Overview of Recent Advances in Designing Orthopedic and Craniofacial Implants, *J. Biome. Mater. Res. Part A*, 101(11), pp.3349~3364.
- Mattila, R.** (2012) Hip and Knee Replacement Implants: Information Package for Nurses: Hoitonetti.
- Mendonça, G., Mendonça, D.B., Simões, L.G., Araújo, A.L., Leite, E.R., Duarte, W.R., Cooper, L.F.** (2009) The Effects of Implant Surface Nanoscale Features on Osteoblast-Specific Gene Expression, *Biomater.*, 30(25), pp.4053~4062.
- Minoda, Y., Kobayashi, A., Iwaki, H., Miyaguchi, M., Kadoya, Y., Ohashi, H., Takaoka, K.** (2005) Polyethylene Wear Particle Generation in Vivo in an Alumina Medial Pivot Total Knee Prosthesis, *Biomater.*, 26(30), pp.6034~6040.
- Morrison, J.B.** (1970) The Mechanics of Muscle Function in Locomotion, *J. Biomech.*, 3(4), pp.431~451.
- Müller, U., Imwinkelried, T., Horst, M., Sievers, M., Graf-Hausner, U.** (2006) Do Human Osteoblasts Grow into Open-Porous Titanium, *Eur Cell Mater*, 11, pp.8~15.
- Perl, D.P., Brody, A.R.** (1980) Alzheimer'S Disease: X-Ray Spectrometric Evidence of Aluminum

- Accumulation in Neurofibrillary Tangle-Bearing Neurons, *Sci.*, 208(4441), pp.297~299.
- Piconi, C., Maccauro, G., Muratori, F., Prever, E.B.O.** (2003) Alumina and Zirconia Ceramics in Joint Replacements, *J. Appl. Biomater. & Biomech.*, 1(1), pp.19~32.
- Schmalzried, T.P., Campbell, P., Schmitt, A.K., Brown, I., Amstutz, H.C.** (1997) Shapes and Dimensional Characteristics of Polyethylene Wear Particles Generated in Vivo by Total Knee Replacements Compared to Total Hip Replacements, *J. Biome. Mater. Res. Part A*, 38(3), pp.203~210.
- Shi, J.** (2007) Finite Element Analysis of Total Knee Replacement Considering Gait Cycle Load and Malalignment, Doctoral Dissertation, University of Wolverhampton.
- Song, Y., Park, C.H., Moriwaki, T.** (2010) Mirror Finishing of Co-Cr-Mo Alloy using Elliptical Vibration Cutting, *Precis. Eng.*, 34(4), pp.784~789.
- Sugita, T., Chiba, T., Kawamata, T., Ohnuma, M., Yoshizumi, Y.** (2000) Assessment of Articular Cartilage of the Lateral Tibial Plateau in Varus Osteoarthritis of the Knee, *The Knee*, 7(4), pp.217~220.
- Van Den Heever, D.J., Scheffer, C., Erasmus, P., Dillon, E.** (2011) Contact Stresses in a Patient-Specific Unicompartmental Knee Replacement, *Clin. Biomech.*, 26(2), pp.159~166.
- Van Jonbergen, H.P.W., Innocenti, B., Gervasi, G.L., Labey, L., Verdonschot, N.** (2012) Differences in the Stress Distribution in the Distal Femur Between Patellofemoral joint Replacement and Total Knee Replacement: A Finite Element Study, *J. Orthop. Surg. & Res.*, 7(1), p.28.
- Zhang, Y., Sun, M.J., Zhang, D.** (2012) Designing Functionally Graded Materials with Superior Load-Bearing Properties, *Acta Biomater.*, 8(3), pp.1101~1108.
- Zhou, Y.S., Ohashi, M., Ikeuchi, K.** (1997) Start up and Steady State Friction of Alumina Against Alumina, *Wear*, 210(1), pp.112~119.

요 지

무릎 임플란트에서 접촉압력이 마모에 큰 영향을 미친다. 본 연구에서는 본 연구기관에서 개발한 무릎 임플란트 모델을 이용하여 유한요소해석을 하였다. 연구와 산업에서 실제로 사용하는 조합을 이용하여 총 10가지의 무릎 임플란트의 재료조합에 대한 접촉압력을 분석하였다. 무릎이 30도, 45도 60도 기울어져있을 때의 하중을 가하여 접촉압력을 구하였다. 접촉압력을 계산한 결과 티타늄합금-UHMWPE 조합에서 가장 작은 접촉압력이 나왔다. UHMWPE의 경우 대퇴골부에 어떠한 재료를 사용하여도 접촉압력이 크게 변하지 않았다. 접촉압력이 가장 큰 조합과 작은 조합을 비교하였을 때 0.77% 차이를 보였다. 반면에 Carbon/PEEK 복합재료의 경우 접촉압력이 가장 큰 경우와 작은 경우를 비교하였을 때 5.3% 차이를 보였다. 이를 통해 Carbon/PEEK 복합재료를 베어링부로 사용할 경우 대퇴골부의 재료가 마모에 영향을 미침을 알 수 있다. 본 연구는 무릎 임플란트 마모예측과 마모를 최소화 연구에 도움이 될 것이라 생각한다.

핵심용어 : 반치환 무릎 인공관절, 유한요소해석, 접촉압력, 재료조합