

## 탄성계수에 따른 무릎 인공관절 이식 부품의 응력분포에 관한 시뮬레이션 연구

이정호\* · 황규완\*\* · 조재웅\*\*† · 전성식\*\*

### A Simulation Study on the Stress Distribution of the Transplanting Part of Artificial Knee Joint due to Elastic Modulus

J. H. Lee\*, G. W. Hwang\*\*, J. U. Cho\*\*†, Seong S. Cheon\*\*

**ABSTRACT:** This study analyzes the transplanting parts used as the graft of artificial knee joint. The low elastic titanium alloy is applied to clear up the stress shield effect. The simulation analysis is carried about the stress distribution of the transplanting parts. The correlation with frame is inferred and investigated through the equivalent stress distribution of titanium alloy due to elastic modulus. The stress of the transplanting parts decreases as the elastic modulus decreases at the first time. It decreases greatly near the stress of 46 GPa and increases again. Because the stress happened at the transplanting parts decreases, more stress is applied on the frame. This phenomenon is the stress shield effect. The result of this study can be thought to be necessary to develop the safe design of composite material.

**초 록:** 본 연구는 무릎 인공관절의 이식 조직으로서 사용되는 이식 부품을 분석한다. 저탄성 티타늄 합금은 응력 차폐 현상을 해소하기 위해 적용되어진다. 이식 부품들의 응력 분포를 연구하기 위하여 시뮬레이션 해석이 수행되어진다. 저탄성 티타늄 합금의 탄성계수에 따른 등가응력 분포를 통하여 골격과의 상관 관계가 도출되고 연구된다. 이식 부품의 응력은 탄성계수가 감소함에 따라 처음에는 감소하다가 약 46 GPa 부근에서 가장 크게 감소하고 다시 증가한다. 이식 부품에 걸리는 응력의 감소는 골격에 더 큰 응력이 가해지게 되므로 응력차폐현상으로 볼 수 있다. 본 연구 결과는 무릎 인공관절의 이식 부품과 같은 복합 재료의 안전한 설계를 개발하는데 필요한 자료 사료된다.

**Key Words:** 무릎 인공관절(Artificial knee joint), 티타늄 합금(Titanium alloy), 이식 부품(Transplanting part), 응력차폐현상(Stress shield effect), 등가응력(Equivalent stress)

## 1. 서 론

오늘날 국내의 노인인구세대의 비율은 해마다 증가하여 '뉴 실버세대'라는 얘기까지 나오고 있다. 과거의 노인세대와 비교할 때 오늘날의 노인세대는 나이가 들어감에도 더

욱 활발한 여가활동을 즐기고 있다. 또한 노화의 진행으로 골격의 약해지면서 무릎통증 등을 해소하기 위한 방편으로 무릎 인공관절 시술이 나날이 늘어가고 있는 추세이다. 노화가 진행되면서 우리의 무릎 관절은 지속적인 마모로 인해 골격사이로 신경이 드러나게 되는데, 이때 드러난 신

Received 9 June 2015, received in revised form 25 June 2015, accepted 25 June 2015

\*Department of Mechanical Engineering, Graduate School, Kongju University

\*\*Division of Mechanical and Automotive Engineering, Kongju University

\*\*†Division of Mechanical and Automotive Engineering, Kongju University, Corresponding author (E-mail: jucho@kongju.ac.kr)

경이 압박을 받으면서 나타는 것이 바로 무릎통증이다. 이러한 무릎통증을 해소하기 위해서 시술되는 무릎 인공관절은, 티타늄 합금재질의 상부와 하부 이식 부품, 무릎 관절끼리 직접 닿는 것을 막기 위한 연골을 대신하기 위해 폴리에틸렌 재질의 완충재로 구성되어 있다. 시술은 상부와 하부 무릎관절에 구멍을 뚫어 이식 부품을 본 시멘트를 이용해 고정한 뒤, 완충재를 이식 부품 사이에 위치시킨 후 봉합한다[1]. 그러나 인공관절에 사용되는 티타늄 합금재질의 이식 부품은 탄성계수가 약 100 GPa로 골격의 탄성계수인 36GPa보다 높다. 이러한 탄성계수의 차이로 발생하는 것이 바로 응력 차폐 현상(Stress shielding phenomenon)이다[2,3]. 응력 차폐 현상은 높은 탄성계수를 갖는 금속소재의 이식 부품이 인체에 삽입된다면 그 삽입부위가 원래 받던 하중을 이식 부품이 대부분 지지하게 된다. 이로 인해 삽입부위에 자리 잡고 있던 골격은 통상으로 받아오던 인장, 압축, 굽힘 등의 모멘트를 더 이상 받지 못하게 되며 이로 인해 골격의 두께와 무게가 줄어들면서 골다공증과 같은 합병증을 야기할 수 있다. 이처럼 응력 차폐 현상은 골격의 약화를 유발하기도 하지만 골조직의 밀도를 저하하여 이식 부품과 골격간의 결합성을 약화시키며 더 나아가 응력의 대부분을 이식 부품이 지지하게 되어 수명을 악화시키는 결과를 가져온다. 본 연구에서는 종래의 티타늄합금 재질의 이식 부품에 대한 것으로 약 96 GPa로부터 26 GPa에 이르기까지 다양한 분포의 탄성계수를 재질에 적용하여 탄성계수의 변화에 따라 이식 부품에 작용하는 응력분포를 살펴보았다. 이를 통해 저탄성의 티타늄 합금재질이 사용되었을 때 같은 하중을 받는다는 조건하에서 탄성계수에 따른 차이점을 시뮬레이션 해석을 통해 확인하였으며 이를 통해 그 영향성을 파악하는 데에 이바지할 것으로 사료된다.

**2. 모델의 해석 조건 및 결과**

Fig. 1은 본 해석에서 사용된 인공관절의 상부 이식 부품과 하부 부품, 완충재를 CATIA를 이용하여 3D모델링한 것이다. 또한 ANSYS에서의 해석 편의성과 값의 정교한 도출을 위해 오류가 날 수 있는 부분을 단순화 시켰다. Fig. 2는 해석을 위한 메시 생성으로 값의 정확성을 높이고자 조밀

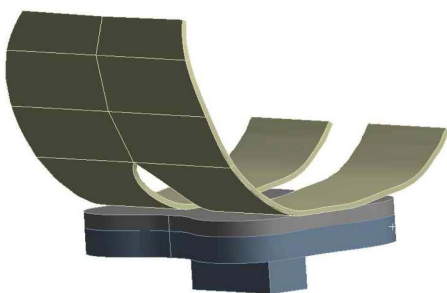


Fig. 1 Configuration of specimen

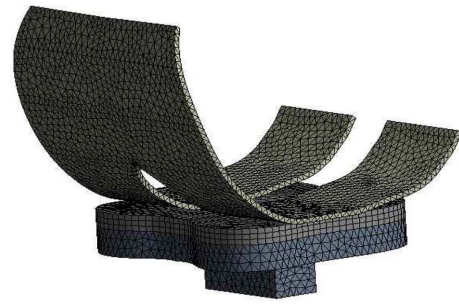


Fig. 2. Configuration of mesh

Table 1. Property of Material

Density	4620	kg/m <sup>3</sup>
Young's Modulus	96000	MPa
Poisson's Ratio	0.36	
Bulk Modulus	114000	MPa
Shear Modulus	35290	MPa

한 형태의 메시를 생성하였다[4-6].

생성된 메시의 수는 절점은 71,927개, 요소 수는 27,080개이다. 본 연구에 사용된 모델의 물성치는 다음의 Table 1에 서술되어 있다.

해석을 위해서 CATIA의 어셈블리 기능을 이용하여 Fig. 1의 형상으로 조립을 한 뒤, ANSYS에서 접촉 조건과 해석 조건을 입력한다. 접촉조건으로는 상부 이식 부품과 완충재, 완충재와 하부 이식 부품은 상호간 마찰은 존재하지 않지만 접촉은 이루어지고 있다는 가정 조건하에 해석을 수행하였다[2,3]. 해석 조건에 앞서 무릎 관절이 받는 다양한 하중조건에 대해서 얘기하자면, 무릎관절은 인체에서 가장 큰 하중을 받는 골격으로 가만히 서있는 상태에서도 체중의 약 3배정도의 하중을 지속적으로 받고 있다. 하중조건은 분포는 다양하지만 체중의 3배부터 7배까지 다양하다. 본 해석에서는 체중 70 kg의 노인이 걷는다는 가정 하에 약 5배정도의 하중에 달하는 힘을 상부 이식 부품에 가하며 하부 이식 부품과 골격이 맞닿는 지점을 고정하여 해석을 수행하였다. 이를 통해 나온 해석결과값은 총 3가지로 분류할 수 있다. 먼저 상부 이식 부품으로, 골격에 장착되어져 있다는 가정 하에 가해진 하중에 달하는 힘의 응력분포를 살펴보았다. 다음은 상부 이식 부품과 하부 이식 부품 사이에서 연골의 역할을 대신하는 완충재의 응력분포를 살펴 보았다. 마지막으로 하부 이식 부품에 가해지는 응력분포를 탄성계수별로 재료의 물성을 바꿔가면서 확인했다. 먼저, 탄성계수가 96 GPa인 티타늄 합금 재질의 상부 이식 부품의 응력분포는 Fig. 3과 같다.

Fig. 3에서 볼 수 있듯이 탄성계수가 96 GPa인 티타늄 합금의 상부 이식 부품에 작용하는 등가응력의 크기는 약

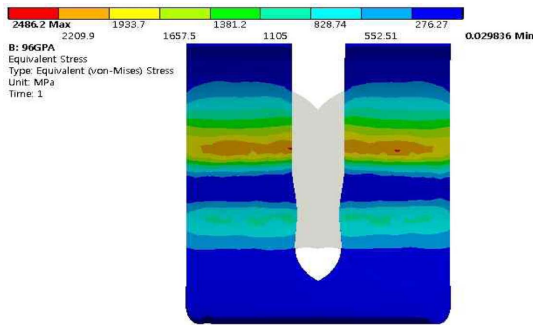


Fig. 3. Equivalent stress at upper parts(elastic modulus: 96 GPa)

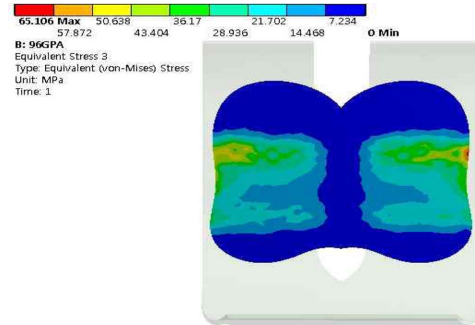


Fig. 5. Equivalent stress at underparts (elastic modulus: 96 GPa)

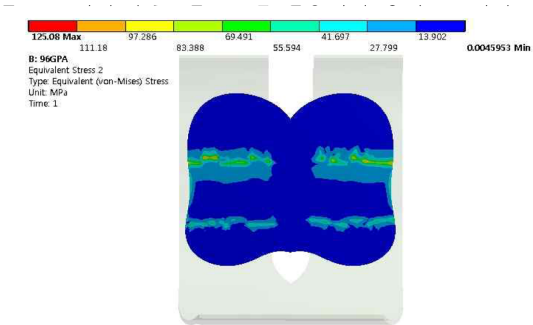


Fig. 4. Equivalent stress at shock absorber (elastic modulus: 96 GPa)

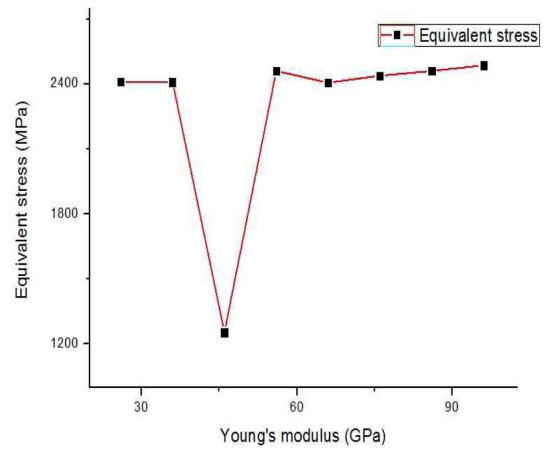


Fig. 6. Stress change of upper transplanting parts due to elastic modulus

2486 MPa이다. 해석결과에서 응력이 크게 발생하는 부위 중 유심히 살펴볼 부분은 응력분포값이 크게 나타난 지점으로, 해당 지점은 골격과 맞닿는 부분이다. 따라서 골격에서 상부 이식 부품 쪽으로 하중에 달하는 힘이 가해졌을 때, 대부분의 하중을 상부 이식 부품이 지지하고 있다고 볼 수 있다. 이와 같은 상황에서 응력 차폐 현상이 일어날 수 있다. 체중에 달하는 힘이 가해졌을 때, 이식 부품에 걸리는 응력이 높다는 것은 결국 골격이 지지해야 할 응력을 이식 부품이 지탱하고 있다는 의미이다. 이를 통해 96 GPa의 고탄성 티타늄 이식 부품의 파단강도를 넘는 수치가 발생함으로 인해, 파손이 발생하는 것을 알 수 있다. 다음의 Fig. 4는 폴리에틸렌 소재의 무릎 인공관절 완충재의 응력분포이다.

Fig. 4에서 최대 등가응력은 약 125 MPa로 나타나며, 상부 이식 부품과 응력분포 형상이 비슷하게 나타남을 볼 수 있다. 완충재에 가해지는 응력은 마모와 연결된다고 할 수 있다. 따라서 가해지는 응력의 크기가 커질수록 마모가 가속되어 완충재에서 탈락되고 이는 염증과 괴사로 연결될 수 있다.

Fig. 5에서 관찰되는 최대 등가응력은 65 MPa로 상부 이식 부품과 비교했을 때 낮은 수치를 보이고 있다. 이를 통해 상부에서 하중에 달하는 힘을 가할 경우 상부 이식 부품의 높은 탄성계수로 인해 대부분의 응력이 하부 이식 부품으로 전달되지 않고 상부 이식 부품만으로 지지되고 있음을 알 수 있다. 이는 무릎 인공관절이 시술된 환자들 중, 상부 이식 부품의 균열로 인한 파손이 발생하며 유발되는 염

증과 괴사와의 연관성이 있는 부분이다.

Fig. 6은 같은 하중조건에서 같은 모델로 탄성계수의 변화에 따른 발생하는 최대 등가응력의 분포를 나타냈다. 탄성계수가 줄어들어 따라서 등가응력은 점차 감소하는 경향을 보이면서 골격과 가장 유사한 탄성계수를 지닌 40 GPa 부근에서 크게 감소하는 경향을 보이고 있다. 오히려 탄성계수가 낮아질수록, 다시 응력분포가 증가하는 형상을 보이고 있다. 이를 통해서 최대 등가응력은 탄성계수가 감소함에 따라서 서서히 줄어들다가 골격과 유사한 약 40 GPa 부근에서 크게 감소하며 이를 통해 해당 탄성계수 부근에서 응력 차폐 현상이 해소될 수 있는 부근임을 알 수 있었다.

이와 같은 현상은 Fig. 7과 Fig. 8에서도 같은 양상을 보이고 있다. Fig. 7은 상부 이식 부품과 하부 이식 부품 사이의 완충재의 탄성계수에 따른 응력변화를 나타낸 것이다. Fig. 6과는 반대로 탄성계수가 감소함에 따라 발생하는 최대 등가응력이 증가하는 형상을 나타내고 있음을 볼 수 있다. 이때의 이유로 상부 이식 부품의 탄성계수가 감소하면서 지지하던 응력이 골격이나 하부 이식 부품 등에 전도되면서 증가되는 것으로 사료된다. 그러나 완충재에 가해지는 하중이 높아진다는 것은 곧 마모를 의미한다. 완충재의 마모가 가속화된다면 완충재에서 탈락된 이물질에 의해 무릎

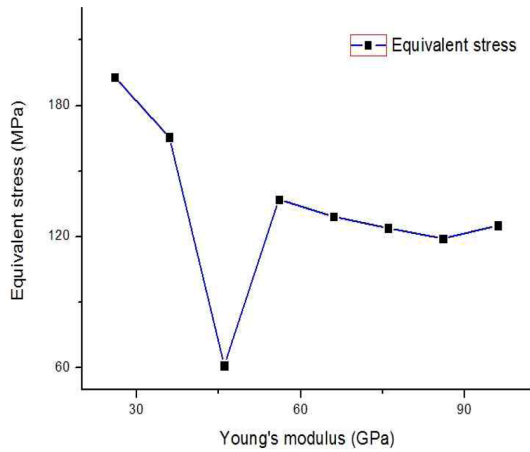


Fig. 7. Stress change of shock absorber due to elastic modulus

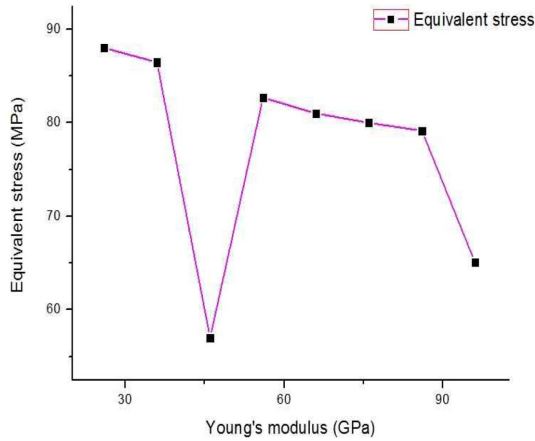


Fig. 8. Stress change of lower transplanting parts due to elastic modulus

골격내의 염증과 괴사를 유발할 수 있기 때문에 응력이 작아야 하는데, 이때도 약 40 GPa 부근에서 크게 낮아지고 있음을 볼 수 있다. 이를 통해 약 40 GPa에서 완충재의 마모가 가장 적어지는 시점으로 볼 수 있다. Fig. 8은 탄성계수에 따른 하부 이식 부품의 응력분포이다. 마찬가지로 탄성계수가 감소함에 따라서 가해지는 응력이 점차 증가하는 형상을 나타내고 있음을 볼 수 있다. 이 또한 상부 이식 부품과 마찬가지로 가해지는 응력이 높을수록 응력 차폐 현상이 발생하기 쉽다는 것을 의미한다. 이식 부품에 걸리는 응력이 높아지게 된다면 수명에 악영향을 미치게 되는데 해석결과에서는 이식 부품들과 연결된 골격의 탄성계수와 가장 비슷한 약 40 GPa에서 가장 낮은 수치를 보이고 있다. 다음의 Fig. 9는 탄성계수가 46 GPa에서의 상부 이식 부품에 응력분포에 관한 것으로 Fig. 3의 96 GPa에서의 응력분포와 비교한다면 큰 차이를 보이고 있다. 96 GPa에서는 오직 국부적인 면에서만 큰 응력이 발생하였던 것에 비하면 46 GPa에서는 전체적으로 균등하게 응력이 분산되고 있음을 볼 수 있다. 96 GPa에서 보여지는 국부적인 응력집중

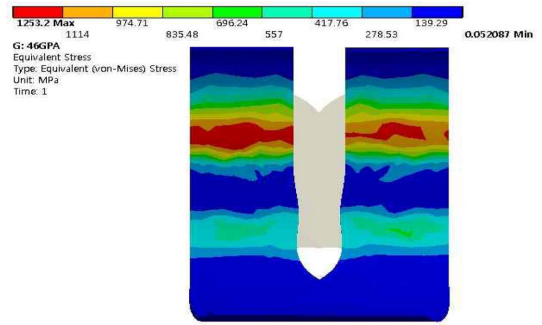


Fig. 9. Equivalent stress at upper parts (elastic modulus: 46 GPa)

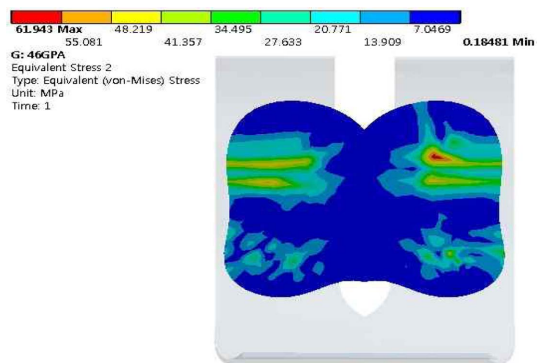


Fig. 10. Equivalent stress at shock absorber (elastic modulus: 46 GPa)

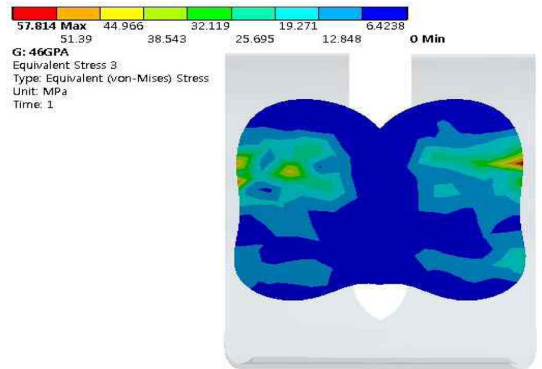


Fig. 11. Equivalent stress at underparts (elastic modulus: 46 GPa)

은 상부 이식부품이 골격에 장착되어 지속적인 하중을 받을 시, 응력이 집중된 부위에서의 균열이 발생할 수 있는 부위로 생각할 수 있다. 반면 46 GPa에서는 비교적 넓은 응력분포 형상을 통해서 응력이 넓게 분산되고 있음을 볼 수 있다.

Fig. 10은 탄성계수가 46 GPa에서의 완충재의 응력분포이다. 이 또한 Fig. 4의 탄성계수가 96 GPa인 경우와 비교했을 때, 응력분포가 더 넓은 응력분포 형상을 보이고 있다. 이를 통해 완충재에 가해지는 응력이 분배되면서 마모를 완화하고 있다. Fig. 11은 하부 이식부품에서 발생하는 최대 등가응력 또한 탄성계수가 96 GPa인 경우와 비교했을

때, 낮은 수치를 보이면서 더 넓은 응력분포 범위를 보이고 있다. 상부 이식 부품과 하부 이식 부품의 응력분포가 큰 이유로는 상부 이식 부품이 응력을 지지하면서 동시에 골격으로도 전도되고 있음으로 생각 할 수 있다. 이를 통해 탄성계수가 96 GPa인 경우의 고탄성 티타늄 합금보다 저탄성 티타늄 합금에서 골격에 미치는 영향성이 더 적음을 볼 수 있으며 이를 통해 응력 차폐 현상의 완화와 무릎 인공관절의 수명에 악영향을 덜 끼치는 것을 알 수 있었다.

### 3. 결 론

티타늄 합금으로 구성된 무릎 인공관절에 대하여 같은 하중조건에서 탄성계수에 따른 응력분포를 수치해석적인 시뮬레이션을 수행하여 다음과 같은 결론을 도출하였다.

1. 전체적으로 탄성계수가 감소함에 따라 상부 이식 부품의 응력이 감소하는 경향을 보인다. 이 이유로 하중에 달하는 힘이 가해졌을 시, 상부 이식 부품이 지지하는 응력이 낮아지게 되며 이는 다른 이식 부품이나 골격으로 분산되어 지지되기 때문이다. 또한 골격과 탄성계수가 유사한 40 GPa 부근에서 가장 낮은 결과 치를 보여주었다.

2. 전체적으로 탄성계수가 감소함에 따라 완충재에 가해지는 응력은 증가하는 경향을 보였지만 골격과 탄성계수가 유사한 40 GPa에서 크게 감소하며 이를 통해 완충재의 마모가 적어지는 결과를 보여주었다.

3. 전체적으로 탄성계수가 감소함에 따라 하부 이식부품의 응력이 증가하는 경향을 보였지만, 골격과 탄성계수가 유사한 40 GPa 부근에서 크게 감소하는 수치를 보이고 있다. 이 이유로는 낮은 탄성계수의 이식 부품의 응력을 골격으로 분산되어 지지되기 때문이다.

4. 본 해석결과를 통해 티타늄 합금의 탄성계수가 감소할수록 응력 차폐 효과를 완화할 수 있으며 그 수치는 골격과 가장 유사한 탄성계수에서 나타남을 볼 수 있었다.

5. 본 연구에서의 해석 결과 값들은 탄성계수에 따른 무

릎 인공관절의 안전 설계 및 복합재료의 개발에 필요한 자료가 될 수 있을 것으로 사료된다.

### 후 기

본 논문은 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업 지원을 받아 수행된 것임(2011-0006548).

### REFERENCES

1. Jeong, J.Y., Hwang, W.B., and Ha, S.K., "Structural Analysis and Design of Artificial Hip Joint by Using Finite Element Method," *Journal of the Korean Society for Composite Materials*, Vol. 12, No. 5, 1999, pp. 98-109.
2. Martelli, S., Taddei, F., Schileo, E., Cristofolini, L., Rushton, N., and Viceconti, M., "Biomechanical Robustness of a New Proximal Epiphyseal Hip Replacement to Patient Variability and Surgical Uncertainties: A FE Study," *Medical Engineering & Physics*, Vol. 34, pp. 161-171, 2012.
3. Megat Ali, M.S.A., Shariffudin, N., Jahidin, A.H., Mat Som, M.H., and Norali, A.N., "A Preliminary Study: Finite Element Analysis of an Artificial Knee Implant Design," 2010 IEEE Symposium on Industrial Electronics and Applications, Penang, Malaysia, pp. 395-400, 2010.
4. Choi, H.K. and Cho, J.U., "Study on the Fatigue Analysis of DCB Model with Aluminum Foam," *Journal of Korean Society of Mechanical Technology*, Vol. 14, No. 6, pp. 39-43, 2012.
5. Zhang, L., Zhu, M., Shen, L., and Zheng, F., "Finite Element Analysis of the Contact Interface Between Trans-femoral Stump and Prosthetic Socket," *5th Annual International Conference of the IEEE EMBS Osaka*, Japan, pp. 1270-1273, 2013.
6. Kim, H.M., Kim, D.H., Gu, J.U., Choi, N.S., and Kim, S.K., "Effects of Heat Treatment on Mechanical Properties of Cross-Linked Ultra-HighMolecular Weight Polyethylene Used for Artificial Joint Liner." *Journal of the Korean Society for Composite Materials*, Vol. 22, No. 2, 2009, pp. 1-6.