

파라메트릭 형상모델을 이용한 근위 대퇴골의 경부 골절 영향 해석

Analysis on Femoral Neck Fractures Using Morphological Variations

이호상*, 박병건*, 채제욱**, 김재정*[†]

Ho-Sang Lee*, Byoung-Keon Park*, Je-Wook Chae** and Jay-Jung Kim*[†]

초 록 대퇴골 근위부의 기하학적 형상은 대퇴골 경부 골절과 중요한 상관관계를 가지고 있는 것으로 보고되고 있다. 기존의 연구에서는 인장실험법과 유한요소해석법을 이용하여 상관관계를 분석해왔다. 그러나 이 방법들은 인체의 미리 정의된 대퇴골 형상을 변경할 수 없고, 다수의 시험편들을 확보하기 어렵기 때문에 다양한 시험편과 모델을 적용할 수 없다는 한계가 있다. 따라서 본 연구에서는 대퇴골 골절 해석에 폭넓게 사용할 수 있도록 매개변수로 기하학적 형상 변형이 가능한 대퇴골 모델을 이용하여 대퇴골 골절과 형상 매개변수의 관계를 분석하였다. 이 관계를 분석하기 위하여 4가지 주요 매개변수(대퇴골두 직경, 대퇴경부 직경, 대퇴경두간 길이, 대퇴경간각)를 이용하여 다양한 해석 모델을 생성하여 유한요소해석을 수행하였다. 이후 대퇴골두에서의 반력(reaction force)과 경부에서의 응력 분포(stress distribution)를 분석함으로써 유한요소해석을 수행하였고, 대퇴경부 직경이 대퇴골 경부 골절에 가장 큰 영향을 미치고 대퇴골두 직경이 가장 작은 영향을 미치는 결과가 나타났다.

주요용어: 대퇴경부 골절, 파라메트릭 대퇴골, 대퇴골 형상, 민감도 해석, 유한요소해석

Abstract It has been reported that the femoral morphology has a major correlation to femoral neck fractures(FNF). Previous studies to analyze these correlations have relied on mechanical testing and finite element methods. However, these methods have not been widely applied to various femur samples and models. It is because of the availability of the samples from both patients and cadavers, and also of the geometric limitations in changing the shape of the models. In this study we analyzed femoral neck fractures using a parameterized femoral model that could provide flexibility in changing the geometry of the model for the wide applications of FNF analysis. With the parameterization a variety of models could be generated by changing four major dimensions: femoral head diameter(FHD), femoral neck diameter(FND), femoral neck length(FNL), and neck-shaft angle(NSA). We have performed FEA on the models to compute the stress distributions and reaction forces, and compare them with the data previously generated from mechanical testing. The analysis results indicate that the FND is significantly related with the FNF and the FHD is not significantly related with the FNF.

Keywords: Femoral Neck Fracture, Parametric Femur, Femoral Morphology, Sensitivity Analysis, Finite Element Method

1. 서 론

대퇴골 근위부의 기하학적 형상은 대퇴골 경부

골절에 중요한 영향을 미친다[1]. 이러한 대퇴골
 형상들이 골절에 미치는 영향을 분석하기 위해
 인장시험방법과 유한요소해석 방법이 주로 사용

되었다. Kukla 등은 인간 사체로부터 적출한 대퇴골 근위부의 형상을 측정하고 인장시험을 수행함으로써 대퇴골두 직경이 대퇴골 경부 골절과 가장 밀접한 관련이 있다고 보고하였다[2]. 인장시험법은 사체로부터 적출한 대퇴골로 직접 실험하기 때문에 인간 사체의 시험편 확보가 용이하지 않은 한계가 있다. 인장시험법의 한계를 극복하기 위해 인간의 대퇴골 형상을 촬영한 단층촬영 데이터로 생성된 3D 모델을 이용한 유한요소 해석에 대한 연구가 활발히 이루어지고 있다[3]. 그러나 두 방법 모두 미리 정의된 인체의 형상을 변경할 수 있는 방법이 없기 때문에, 통계적 유의성을 판단할 수 있을 만큼 환자 및 사체의 대퇴골 시험편을 확보하기 어려운 한계가 있다.

따라서 본 연구에서는 매개변수로 변형된 다수의 대퇴골 모델을 생성하여 유한요소해석을 함으로써 대퇴골의 형상 매개변수가 대퇴골 경부 골절 위험도 및 대퇴골 골절 종류에 미치는 영향을 분석하였다. 본 연구의 목적은 대퇴골의 형상 매개변수의 독립적 변화에 따른 대퇴골 강도의 골절 위험 분석 및 대퇴골 경부의 응력 분포 분석으로 대퇴골의 형상매개변수와 골절 형태에 대한 영향을 평가하는 것이다.

2. 실험 방법

2.1. 매개변수를 이용한 대퇴골 변형

본 연구에서는 대퇴골 모델을 형성하기 위해서 Fig. 1에 제시된 바와 같이 대퇴골 근위부의 특징 형상을 결정짓는 네 가지의 변형 매개변수를 선정하였다. 대퇴골두 직경(femoral head diameter, 이하 FHD)은 구 형상의 대퇴골두의 직경을 의미하고, 대퇴경부 직경(femoral neck diameter, 이하 FND)은 대퇴골 경부의 각각의 단면을 원으로 근사화 하였을 때 가장 작은 직경을 의미한다.

대퇴경두간 길이(femoral neck length, 이하 FNL)는 대퇴경간의 중심으로부터 대퇴골두의 중심까지의 거리를 나타내며, 대퇴경간각(neck-shaft angle, 이하 NSA)은 대퇴골 경부의 중심축과 간부의 중심축이 이루는 각을 의미한다. 대퇴골 모델은 본 연구그룹이 개발한 ReformBones 1.0 (Hanyang University, CADLAB)을 이용하여 NURBS 곡면을 네 개의 매개변수로 변형시켜 각

모델을 생성하였다[5]. 네 개의 매개변수는 표준 대퇴골 모델의 매개변수로부터 ± 10 mm 또는 $\pm 10^\circ$ 로 각각 적용되어 총 44개의 모델을 생성하였다. 여기서 표준대퇴골 모델의 매개변수는 대퇴골두 직경 50 mm, 대퇴경부 직경 34 mm, 대퇴경간 길이 53 mm, 경퇴경간각 126° 로 정의된 모델을 사용하였다[2]. 생성된 44개의 대퇴골 모델은 Fig. 2와 같이 12° 기울인 상태로 회전시켜 STEP 포맷으로 저장하였다.

2.2. 유한요소 모델 생성

유한요소해석 프로그램은 SIMULIA ABAQUS 6.9.3 / Explicit (Dassault Systems Corporation)을 이용하였다. ABAQUS에서 매개변수에 의해 변형된 대퇴골 근위부 모델을 불러온 후, 4각매쉬 형태의 4개의 선형노드를 가지는 3차원 매쉬로 약 25,000개의 요소를 생성하였다. 대퇴골두의 상단에 하중을 부여하기 위해서 두께가 없는 해석적 평면(analytical surface)를 생성하였고, 참조점(reference point)을 평면에 구속시킴으로써 참조점으로 평면을 이동시킬 수 있도록 구속조건을 부여하였다. 해석적 평면의 크기는 대퇴골두를 전체를 덮을 수 있고, 대전자부(greater trochanter)에 접촉이 이루어지지 않는 크기로 생성하였다. 대퇴골 모델의 전체 길이는 대퇴골두의 형상 매개변수가 다르면 각각 다르기 때문에 대퇴골두 상단으로부터 각각 0.001 mm 떨어진 부분에 위치하여 해석의 시작과 동시에 대퇴골두와 접촉이 이루어지도록 배치하였다.

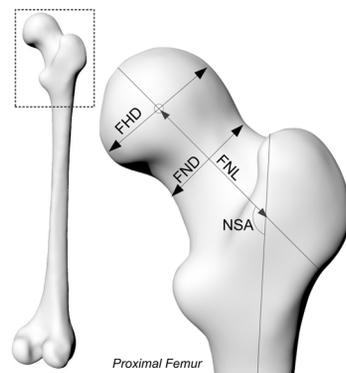


Fig. 1 Morphological parameters of a proximal femur. (FHD: femoral head diameter. FND: femoral neck diameter. FNL: femoral neck length. NSA: neck-shaft angle)

Table 1 Material properties of cortical bone and trabecular bone by Dieter Christian Wirtz et. al.[4]

Material	Possion's ratio	Elastic modulus (MPa)	Density (g/cm ³)
Cortical bone	0.33	2130	2.00
Trabecular bone	0.35	413	0.40

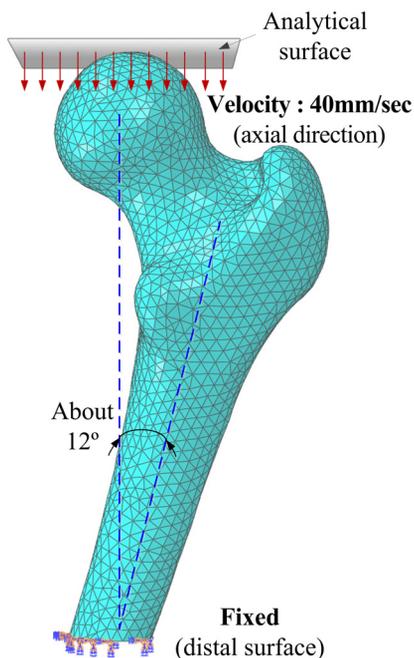


Fig. 2 A finite element model and boundary conditions of a proximal femur

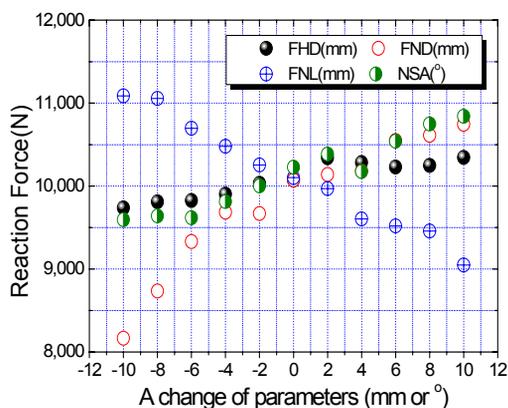


Fig. 3 Reaction force as a change of parameters (FHD, FND, FNL, NSA)

2.3. 경계 조건

본 연구에서는 피질골과 해면골의 물성을 Table 1과 같이 부여하였다[4]. 접촉 조건은 해석적 평면을 강체로 한 일반적인 접촉 조건으로 설정하였다. Fig. 2과 같이 대퇴골 원위부의 가장 밑의 면은 구속하였으며, 해석적 평면의 참조점은 40 mm/sec의 속도로 z축 방향으로 이동하도록 경계 조건을 부여하였다. 전체 해석은 dynamic, explicit으로 step 시간은 1초로 부여하여 해석적 평면이 대퇴골두를 수직방향으로 40 mm 누르도록 경계 조건을 설정하였다. 본 경계 조건은 Kukla 등이 대퇴골을 재료시험기로 실험한 조건을 참조하여 구속 조건을 부여하였고, 실험 논문에서 평균 38 mm 이동한 부근에서 대퇴골의 파단이 일어난 지점을 참고하여 40 mm/sec로 1초간의 해석시간을 설정하였다.

3. 실험 결과 및 고찰

3.1. 반력

대퇴골을 구조물로 가정하고, 강도를 해석적 평면에 측정되는 반력(reaction force)으로 평가하는 방법을 사용하였다. 해석 구간 동안 해석적 평면이 수직방향으로 이동함에 따라서 수직방향으로 대퇴골두에 압력이 가해지게 되고, 이때 해석적 평면에 측정된 반력의 크기로 대퇴골 구조물의 견고함을 판단하였다. 4개의 매개변수가 ±10 mm 또는 ±10° 변화에 따라 측정된 반력은 Fig. 3과 같다. 여기서 반력의 크기의 범위는 FND가 24 mm일 경우 8,164.04 N의 최소값부터 FNL이 43 mm 일 경우 11,087.51 N의 최대값까지의 범위로 나타났다. FNL은 매개변수의 증가에 따라 반력이 선형적으로 감소하는 형태를 나타냈고, FND는 매개변수의 증가에 따라 반력이 비선형적으로 증가하는 형태를 나타냈다. 이는 FNL을 외팔보 구조물의 길이로 가정하고 FND를 두께로 가정하였을 경우, 길이가 길어지면 취약하게 되고, 두께가 증가하면 견고하게 되는 특징을 반영하고 있는 것을 알 수 있다.

Fig. 4는 각 매개변수별로 반력의 측정값과 추세선을 나타내고 있다. 대체로 FHD, FNL, NSA는 선형적 변화를 나타내고 있는 반면 FND만 비선

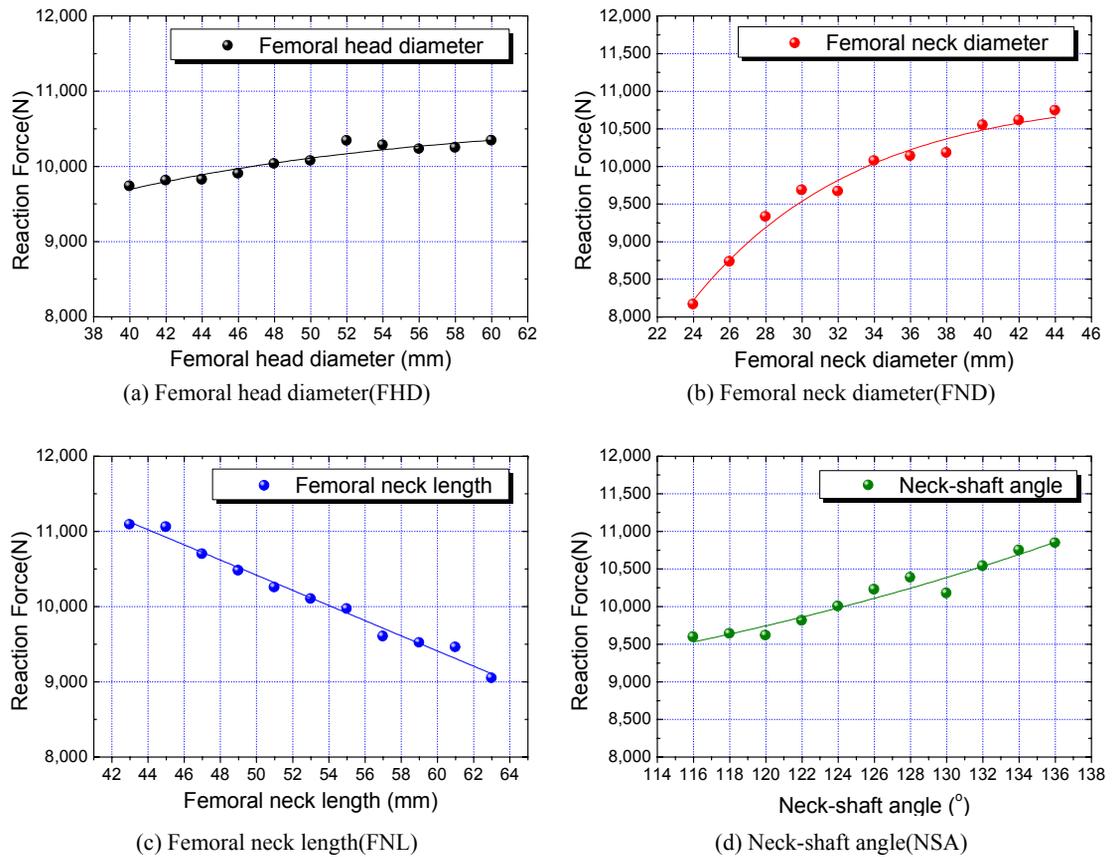


Fig. 4 Relationship analysis between reaction force and each parameter(femoral head diameter, femoral neck diameter, femoral neck length, neck-shaft angle)

형적으로 반력이 측정된 결과는 지름의 변화에 따라 달라지는 단면적이 반력에 영향을 미침으로 나타난 결과이다. FHD는 상대적으로 매개변수의 증가에 따라 반력의 증가량이 가장 적게 나타났다. FHD가 1 mm 증가함에 따라 반력은 약 32.14N(SD 4.04) 증가하는 것으로 나타났고, NSA는 1° 증가함에 따라 반력은 약 66.15N(SD 5.38) 증가하는 경향을 나타내 FHD보다 NSA가 반력에 더 큰 영향을 미치는 것을 확인할 수 있다. FNL의 1 mm 감소는 반력이 약 100.74N(SD 4.01)씩 선형적으로 감소하는 것으로 확인하였다. 기존 연구는 대퇴골의 형상 매개변수를 독립적으로 변화시킨 연구가 아닌 인간 대퇴골의 측정데이터로부터 통계분석으로 매개변수의 영향을 연구한 방법 [6-8]이 대부분이다. Jeniffer Center 등은 FNL과 FHD의 길이의 합인 대퇴경축 길이(FNAL)의 증가가 대퇴골 골절의 위험을 가중시키는 통계적 근거를 보고하였다[6]. 또한 Pasi Pulkkinen 등은

NSA가 FHD, 전자부 폭보다 대퇴골 골절에 기여(p<0.001)한다고 보고하였고[7], S. El-Kaissi 등은 여성 골다공증 환자의 대퇴골 골절 예들을 대퇴골의 형상과 비교한 결과 FND가 작을수록 대퇴골 골절 발생 확률이 높아진다고 보고하였다[8]. 기존 연구에서는 대퇴골의 근위부의 형상 매개변수와 골절과의 관계를 정량적으로 표현하지 않았으나, 통계적 경향은 본 연구에서 나타난 결과와 유사한 경향이 나타나는 것을 알 수 있다. 대퇴골 구조물의 강도를 해석적 평면에서의 반력으로 평가한 결과 FND, FNL, NSA, FHD 순으로 매개변수의 변화가 대퇴골의 골절에 더 크게 영향을 미친다고 판단할 수 있다.

3.2. 응력 분포

대퇴골의 골절 형태는 대퇴골의 응력집중지점의 변화에 따라 달라진다. 대퇴골의 응력 집중이

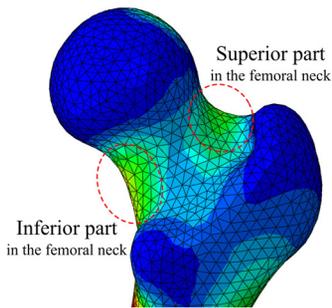


Fig. 5 Von Mises stress distribution in superior part and inferior part of the femoral neck

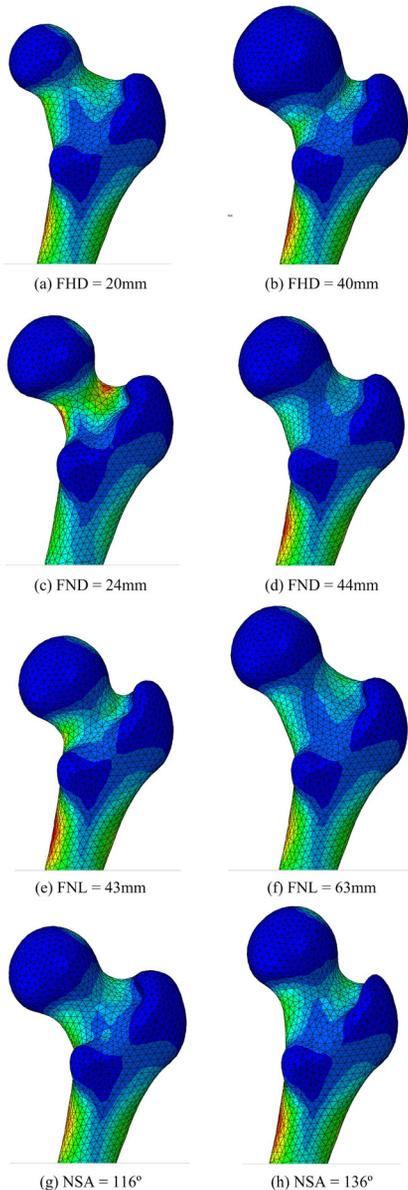


Fig. 6 Von Mises stress distribution of the femoral neck

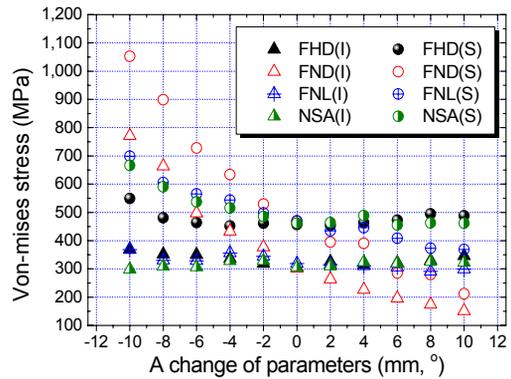


Fig. 7 Von Mises stress along a change of each parameter in superior part and inferior part of the femoral neck.

경부 상부지점에 분포할 경우에 대퇴골 경부 골절과 대퇴골 경추 골절에 영향을 미칠 수 있다. 또한 대퇴골의 응력 집중이 대퇴골 경부 하부지점에 분포할 경우는 대퇴골 전자부 골절(femoral trochanteric fracture)에 영향을 미칠 수 있다. 따라서 본 절에서는 대퇴골의 응력 분포를 분석함으로써 형상 매개변수와 대퇴골의 골절 형태와의 관계를 분석하였다. 응력분포분석은 Fig. 5와 같이 대퇴골 경부의 상부 부분과 하부 부분의 폰미세스 응력을 비교하였다. 상부 부분과 하부 부분에서 측정되는 응력 중에서 최대값만을 취하여 Fig. 7과 같이 나타내었다. Fig. 7에서 ▲모양으로 표시된 데이터는 상부 부분의 응력을 나타내고, ●모양으로 표시된 데이터는 하부 부분의 응력을 나타내고 있다. 전체적으로 FND를 제외한 데이터는 유사한 형태의 결과를 나타내고 있다.

FHD, FNL, NSA의 결과 중 하부 부분의 응력은 매개변수가 증가하여도 응력이 크게 증가하지 않는 것을 알 수 있다. 이는 Fig. 6의 응력 분포 모습에서도 확인할 수 있듯이 FND를 제외하고 FHD가 20 mm일 경우와 40 mm일 경우, FNL이 43 mm일 경우와 63 mm일 경우, NSA가 116° 경우와 136°일 경우의 하부 부분의 응력 분포는 유사하게 나타났고, 최대 응력도 평균 약 470 MPa로 근사한 값을 나타내고 있다. 각 매개변수의 변화에 따라 폰미세스 응력을 알기 위해서 Fig. 8과 같이 표현하였다. FHD의 상부 부분과 하부 부분의 응력은 Fig. 7(a)과 같이 변화가 거의 일어나지 않음을 알 수 있다. 이 결과는 대퇴경부 구역의 평균응력을 나타낸 것이 아닌 대퇴경부

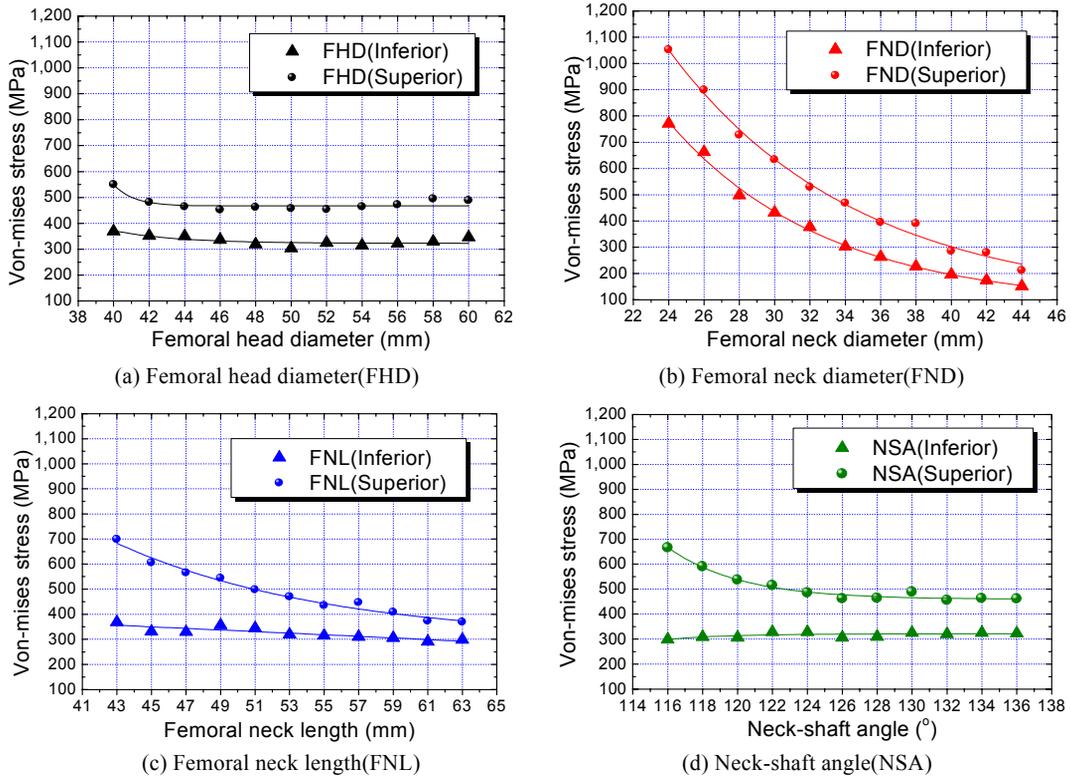


Fig. 8 Relationship analysis between Von Mises stress and each parameter (femoral head diameter, femoral neck diameter, femoral neck length, neck-shaft angle) in superior part and inferior part.

구역 중 최대응력만을 취했기 때문에 차이가 크지 않았던 것으로 생각된다. 이는 Fig. 6(a)와 (b)의 결과를 비교해보면 대퇴골 경부의 최대응력은 유사하게 나타나지만 응력이 분포해 있는 면적은 FHD가 20 mm인 모델이 더 넓게 분포하고 있는 것을 알 수 있다. 따라서 FHD 매개변수의 변화에 의한 최대응력은 크게 달라지지 않는 것으로 나타났으나, 응력 분포 면적의 차이가 발생하기 때문에 FHD의 증가는 3.1절에서 제시한 반력의 변화와 같이 대퇴골 골절의 위험을 줄여준다고 볼 수 있다. 4개의 매개변수 중 가장 독특한 응력 분포를 나타내고 있는 것은 Fig. 8(b)와 같이 FND의 변화에 의한 응력 변화이다.

FND는 3.1절에서도 대퇴골 골절에 가장 영향을 많이 주는 것으로 나타났다. FND에 의한 응력은 비선형으로 나타나고 있는데, 이 결과는 반력과 마찬가지로 FND의 제곱에 영향을 받는 면적이 응력에 반영되어 위와 같은 그래프 결과로 나타난 것으로 생각된다. 특히 FND가 44 mm일

경우에는 245.368 MPa까지 응력이 하락하여 가장 견고한 대퇴골의 형상을 제공할 수 있다. 한편 FNL과 NSA는 Fig. 8(c), (d)에 나타난 바와 같이 하부 부분의 응력은 큰 변화가 없으나, 상부 부분은 매개변수가 증가할수록 응력이 감소하는 유사한 형태를 나타내고 있다. 여기서 FNL의 증가에 의한 응력의 감소는 단위 면적이 증가로 인해 발생한 결과이다. 그러나 Fig. 4(c)의 결과에서 FNL의 증가에 따라 급격히 반력이 감소하는 결과와 함께 고려하면 FNL의 증가는 대퇴골 골절에 미치는 영향이 NSA 증가보다 더 크다.

골절환자를 대상으로 한 기존 연구에서 Pasi Pulkkinen 등은 NSA가 전자부 골절보다 경추 골절에 더 큰 영향을 미친다고 보고하였다[9]. 또한 Pasi Pulkkinen 등의 다른 연구에서는 FNL과 NSA가 경추 골절을 일으키는 주요 원인이라고 보고하였다[7]. 본 연구 결과와 기존 연구의 통계 데이터와의 비교 결과 NSA와 FNL이 경추 골절을 일으키는 결과가 유사하게 나타났다. FHD의

기여도를 제외한 3개의 매개변수가 대퇴골 골절 위험도와 종류를 결정하는데 영향을 미치는 정도는 대부분 일치하는 경향을 나타내고 있다.

4. 결 론

본 연구에서는 대퇴골의 형상 매개변수가 대퇴골 골절에 미치는 영향을 분석하기 위하여 매개변수에 의해 변형된 대퇴골 모델을 유한요소해석함으로써 다음과 같은 결론을 얻었다.

1) 대퇴골 근위부의 형상을 결정짓는 FHD, FND, FNL, NSA 중 FND의 증가가 가장 대퇴골 골절의 위험도를 가중시키고, FNL, NSA, FHD의 순서로 대퇴골 골절 위험도에 미치는 영향이 각각 다르게 나타났다.

2) 형상 매개변수가 골절 형태에 미치는 영향은 응력 분포 분석을 통하여 FND가 대퇴골 전정부 골절에 큰 영향을 미치는 것으로 나타났고, FNL과 NSA가 대퇴골 경부 골절을 일으키는 주요 원인으로 나타났다.

본 연구 결과는 대퇴골 형상 매개변수가 골절에 미치는 영향의 경향을 제시하였다. 대퇴골 경부골절의 위험도를 정밀하게 예측하기 위해서 추후 연구에서는 매개변수가 복합적으로 대퇴골 형상에 적용되었을 경우 경부골절에 미치는 영향에 대해서 연구할 예정이다.

후 기

이 논문은 국방과학연구소 생존성 기술 특화연구센터의 사업으로 지원받아 연구되었음 (계약번호 UD090090GD)

참고문헌

[1] J. S. Gregory and R. M. Aspden, "Femoral geometry as a risk factor for osteoporotic hip fracture in men and women," *Medical Engineering & Physics*, Vol. 30, No. 10, pp. 1275-1286 (1992)

[2] C. Kukla, C. Gaebler, R. W. Pichl, R. Prokesch, G. Heinze and T. Heinz, "Predictive

geometric factors in a standardized model of femoral neck fracture experimental study of cadaveric human femurs," *International Journal of Injury*, Vol. 33, No. 5, pp. 427-433 (2002)

[3] D. P. Nicolella and T. L. Bredbenner, "Development of a parametric finite element model of the proximal femur using statistical shape and density modelling," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 9, No. 10, pp. 1-10 (2011)

[4] D. Christian Wirtz, N. Schiffers, T. Pandorf, K. Radermacher, D. Weichert and R. Forst, "Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur," *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, No. 10, pp. 1325-1330 (2000)

[5] <http://cadlab.hanyang.ac.kr/reformbones/>

[6] J. R. Center, T. V. Nguyen, N. A. Pocock, K. A. Noakes, P. J. Kelly, J. A. Eisman and P. N. Sambrook, "Femoral neck axis length, height loss and risk of hip fracture in males and females," *Osteoporosis International*, Vol. 8, No. 1, pp. 75-81 (1998)

[7] P. Pulkkinen, F. Eckstein, E.-M. Lochmüller, Volker Kuhn and Timo Jämsä, "Association of geometric factors and failure load level with the distribution of cervical vs. trochanteric hip fractures," *Journal of Bone and Mineral Research*, Vol. 21, No. 6, pp. 895-901 (2006)

[8] S. El-Kaissi, J. A. Pasco, M. J. Henry, S. Panahi, J. G. Nicholson, G. C. Nicholson and M. A. Kotowicz, "Femoral neck geometry and hip fracture risk : the Geelong osteoporosis study," *Osteoporosis International*, Vol. 16, No. 10, pp. 1299-1303 (2005)

[9] P. Pulkkinen, J. Partanen, P. Jalovaara and T. Jämsä, "Combination of bone mineral density and upper femur geometry improves the prediction of hip fracture," *Osteoporosis International*, Vol. 15, No. 4, pp. 274-280 (2004)