

論文

접촉조건을 고려한 대퇴골 치료용 복합재료 고정판의
생체 역학적 거동에 관한 유한요소해석

김석훈*, 장승환**+

Finite element analysis on bio-mechanical behavior of composite bone plate for
healing femur fracture considering contact conditions

Suk-Hun Kim*, Seung-Hwan Chang**+

ABSTRACT

In this paper, finite element analyses for estimating the behavior of fractured femur just after the operation were carried out by using ABAQUS 6.7.1. A stainless steel bone plate and composite bone plates with various stacking angles were considered to find out the effect of bone plate properties on bone fracture healing. In order to simulate the actual state, contact conditions between the plate and bone and fractured bones were imposed on the finite element models and the whole analysis was divided by two steps; screw fastening step and load bearing step. The stress and strain distributions at the fracture site for the cases of the stainless steel and composite bone plates were analyzed and compared with. From the analyses it was found that the composite bone plate had potential advantages for effective bone fractures healing relieving stress shielding effect.

초 록

본 논문에서는 상용 유한요소해석 프로그램인 ABAQUS 6.7.1을 이용하여 수술 직후 골절부 거동을 예측할 수 있는 해석을 수행하였다. 스테인리스 고정판과 적층순서를 달리한 복합재료 고정판을 대상으로 대퇴골의 골절치료에 대한 효과를 비교 분석 하였다. 실제 상태를 모사하기 위해 고정판과 골절뼈 및 골절부간 접촉조건을 부여하였으며, 스크류 체결과정과 하중부가 과정을 두 단계로 나누어 해석을 수행하였다. 유한요소해석을 통하여 스테인리스 고정판과 복합재료 고정판이 체결된 경우에 대한 골절부 틈새의 변화 및 응력분포 등을 계산하고 그 차이를 비교하였다. 복합재료 고정판은 골절뼈와의 접촉에 의한 불필요한 응력 증가를 감소시키고 골절부위의 응력은 증가시켜 골절치료에 더 효과적인 것으로 나타났다.

Key Words : 유한요소해석(Finite Element Analysis), 접촉조건(Contact condition), 고정판(Bone plate), 대퇴골(Femur)

1. 서 론

넓적다리 뼈라고도 불리는 대퇴골(femur)은 신체 내에서도 가장 크고 단단한 뼈 중 하나로 외력에 의해 골절이 흔히 발생하는 부위이기도 하다. 대퇴골에 골절이 발생하였을 때, 그

치료법으로 사용하는 일반적인 방법이 스테인리스 재질의 고정판을 골절부위에 덧대고 뼈와 고정판을 스크류 등으로 고정 시키는 방법이다. 현재 사용되고 있는 스테인리스 고정판은 뼈에 비해 과도하게 높은 강성을 가지며 이는 골절부에 응력방패 현상(Stress shielding)을 유발한다. 또한 골절치료를

* 중앙대학교 기계공학부

**+ 중앙대학교 기계공학부, 교신저자(E-mail:phigs4@cau.ac.kr)

위한 고정판 시술시 운동량 감소에 의한 골 내 응력분포의 변화로 인하여 골밀도가 정상적인 대퇴골에 비해 낮아지게 된다. 그러므로 고정판과 접촉하고 있는 대퇴골의 골 밀도의 감소에 의한 골 강도 저하로 골과 고정판 사이에 해리(Loosening)가 발생할 수 있다[1]. 이 경우 골절치료에 악영향을 주는 것과 동시에 재수술이 필요한 상황을 유발할 수도 있다. 이와 같은 부작용을 방지하기 위해서는 무엇보다도 고정판에서의 응력 집중을 억제하고 골 내부에서의 균등한 응력분포를 유도하여야 한다. 고정판의 물성치를 뼈와 유사하게 조절하거나 차이를 일정수준 이하로 조절할 수 있다면 골절치료에 효과적일 수 있으며, 이러한 문제점을 해결하기 위한 방안으로 스테인리스 강보다 기계적 성질이 우수한 복합재료를 고정판 설계에 적용하려는 선행연구가 진행 되었다[2]. 본 논문에서는 고정판의 접촉조건과 체결조건 및 생체재료의 물성 등을 실제상황과 최대한 유사하게 모사하여 수술 직후 골절부 거동을 보다 정확하게 예측하기 위한 해석기법을 제시하였다. 이러한 해석기법을 이용하여 적응순서에 따른 섬유강화복합재료 고정판을 설계하고 그에 따른 치료효과를 상용 유한요소해석 프로그램인 ABAQUS 6.7i를 통하여 분석하였으며, 그 결과를 기존의 스테인리스 고정판과 비교하였다.

2. 고정판의 재료 및 물성

본 논문에서는 다양한 섬유강화복합재료 중 고정판설계를 위한 재료로 직물 탄소섬유/에폭시 복합재료(WSN3k, SK Chemical)를 사용하였다. 탄소섬유/에폭시 복합재료의 생체적합성은 완벽하게 확인되어있지는 않지만 선행연구[3]를 고려하여 본 재료를 해석에 사용하였다. WSN3k는 평직 탄소섬유/에폭시 프리프레그이며 0°와 90°방향으로 각각 70GPa의 영계수를 가진다. Table 1에 주요 물성치를 나타내었다.

WSN3k는 45°방향으로 적용할 경우 인골과 가장 가까운 영계수(18GPa)를 가진다. 본 논문에서는 적응순서에 따른 각 방향의 물성치를 이용하여 유한요소해석을 실시하였다.

Table 1 Material properties of stainless steel, WSN3k and bones

| Property | Stainless steel | WSN3k | Cortical bone | Trabecular bone |
|----------------------|-----------------|---|---------------|-----------------|
| Young's modulus(GPa) | 191 | E ₁ 70 E ₂ 70 E ₃ 10 | 18 | 1.061 |
| Poisson's ratio | 0.3 | $\nu_{12} = \nu_{21} = 0.13$ | 0.33 | 0.225 |

3. 유한요소해석

3.1 형상정보

본 연구에서 사용된 고정판의 형상정보는 Fig. 1에서 보이는 바와 같이 Fujihara [4-5] 등이 연구한 고정판의 사양을 고려하였다. 고정판은 6개의 스크류 체결용 홈을 가지고 있으며, 대퇴골은 사람의 체중과 같이 비교적 큰 하중을 지탱해야 하므로 일반적으로 골과 고정판 사이에 6개의 스크류를 이용하여 양쪽을 고정하는 시술을 행한다. 따라서 본 논문에서도 스크류 6개로 고정하는 것을 모사하였다.

대퇴골의 기하학적 형상은 계산의 단순성을 위해 이중재료가 결합되어 있는 실린더형상으로 단순 모사 하였다. 스크류는 변형을 하지 않는다고 가정하여 강체 요소를 사용하여 모델링 하였다(Fig. 2 참조).

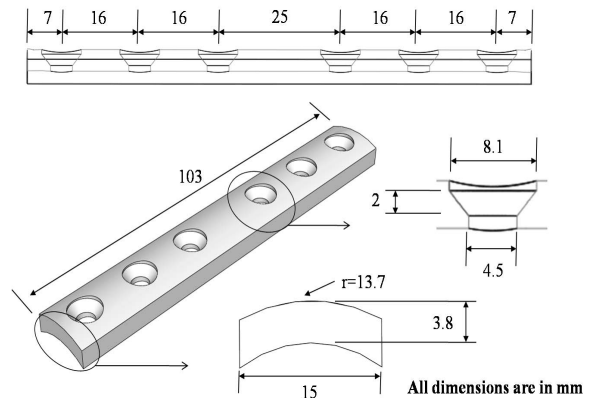


Fig. 1 Bone plate geometry[4-5].

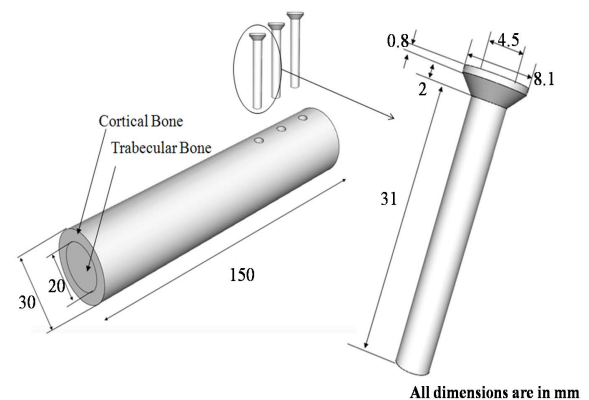


Fig. 2 Geometry of the simplified femur and screw.

3.2 물성치

뼈는 치밀골(Cortical bone)과 망상골(Trabecular bone)의 서로 다른 조직으로 구성된다. 유한요소해석에 사용된 물성치는 기존의 임상실험 결과를 인용하였다[6-7]. 뼈는 골 밀도에 따른 물성치의 차이가 존재하지만 본 논문에서는 골 밀도가 높은 건강한 상태의 물성치를 이용하였다. Table 1에 해석에 사용된 인골 및 고정판의 물성치를 나타내었다.

3.3 격자생성

격자생성에는 8절점 사각형(8-Node Structural solid) 요소가 사용되었다. 총 요소 수는 96,364개이며 절점 수는 107,042개이다. 일반적으로 수렴성은 접촉이 일어나는 요소들의 격자분할 크기의 차이가 클수록 더 좋은 것으로 알려져 있다. 그러나 요소 격자들의 크기가 커질수록 해석 결과의 오차도 커지는데 본 논문에서는 여러 번의 시도를 거쳐 접촉 해석을 원활히 수행할 수 있는 최소의 요소 격자 크기를 (1mm)선정하였고 이를 접촉이 일어나는 구간에 적용하였다. 해석시간을 줄이고자 접촉이 일어나지 않는 양쪽 끝 구간은 비교적 큰 격자로 나누었고(Size 10mm), 접촉이 일어나는 부분은 해석의 수렴성과 정확성을 향상시키기 위하여 작은 격자로 나누었다(Size 1mm). 각 부분들이 체절되고 전체 격자생성이 완료된 모델을 Fig. 3에 나타내었다.

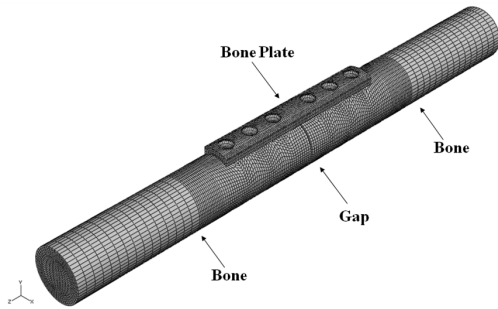


Fig. 3 Mesh generation.

3.4 해석조건

스크류를 이용한 체결을 통하여 고정판과 대퇴골의 접촉이 발생하게 된다. 이로 인해 발생하는 응력과 환자의 체중에 의한 축방향 압축하중으로 발생하는 골절면에서의 접촉하중을 모사하기 위하여 각각의 경우를 과정-1(Step-1)과 과정-2(Step-2)로 나누어 해석을 실시하였다. 이때 과정-2의 경우 과정-1에서의 해석결과를 초기조건으로 설정하여 해석을

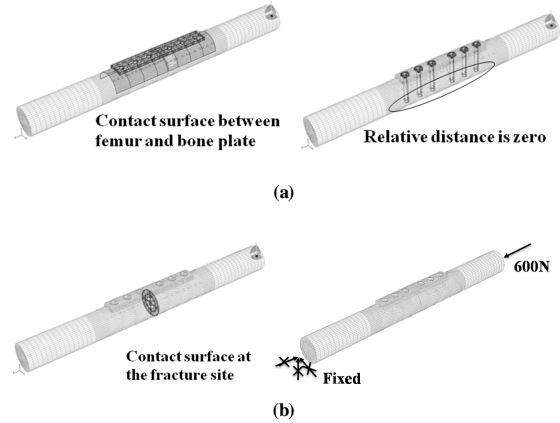


Fig. 4 Two-step analysis and process; (a)step 1; (b)step 2.

실시하기 때문에 초기 해석단계부터 과정-1의 응력상태와 변형상태를 그대로 가지고 계산을 수행하게 된다.

스크류를 이용한 고정판과 뼈의 체결을 모사하기 위해 과정-1에서는 고정판과 대퇴골이 접촉하는 부분에 접촉면을 설정하였다. 고정판과 접촉면과의 마찰계수는 기존 연구결과를 참고하여 0.4로 설정 하였다[8]. 접촉 해석은 변위제어를 통해 실시하였으며, 스크류 및 고정판과 뼈의 체결부위의 상대 변위를 모두 0으로 설정하여(스크류의 완전 체결상태 가정) 이로 인해 발생하는 접촉응력을 계산하였다(Fig. 4(a)참조).

과정-2에서는 수술 직후 성인(체중: 60kg)이 3점보행(양측 목발사용 보행)시 체중에 의해 대퇴골에 축방향으로 전해질 수 있는 하중 600N을 부가하였으며, 대퇴골의 하단을 모든 방향에 대하여 구속하였다. 축방향 하중은 고정되지 않은 반대쪽 대퇴골 끝에서 압축하중으로서 균일하게 작용한다고 가정하였다. 하중에 의해 발생하는 골절부위의 접촉 또한 접촉면을 설정하여 이 부위의 접촉에 의한 응력을 계산하였다(Fig. 4(b)참조).

해석의 대상은 스테인리스 고정판의 경우와 적층순서가 $[0]_{2nT}$, $[\pm 15]_{nT}$, $[\pm 30]_{nT}$, $[\pm 45]_{nT}$ 인 탄소섬유/에폭시 고정판의 경우로 한정하여 해석을 수행하였다. 각각의 모델에 대해 고정판과 대퇴골에 작용하는 길이 방향 평균응력 및 고정판의 체결에 의한 대퇴골 표면의 반지름 방향 접촉응력을 계산하였다. 또한 골절 치료를 위한 가골 형성에 중요한 인자인 대퇴골 사이의 틈(Gap)의 거동에 대해서도 계산하였다. Perren [9]의 연구에 의하면 손상골 사이의 변형률은 가골 생성에 큰 영향을 주는 것으로 알려져 있다.

4. 해석결과

4.1 대퇴골의 골절부 틈새(Gap) 거동

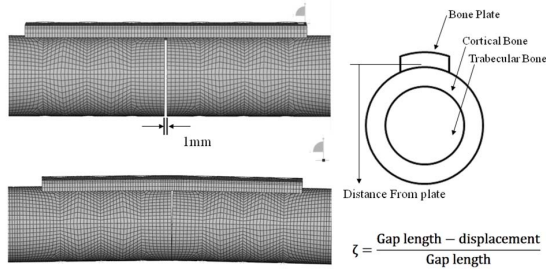


Fig. 5 Gap configuration.

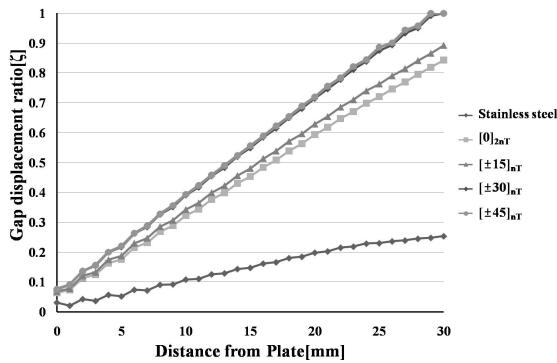


Fig. 6 Gap displacement ratio at the fracture site.

대퇴골-고정판 구조에 가해진 환자의 자중이 발생시킨 굽힘 모멘트에 의한 골절부 틈새(1mm)의 변위 계산 결과를 Fig. 6에 제시하였다. 본 논문에서 변위(Displacement)는 대퇴골이 하중을 받기 전 골절부에서 서로 마주보는 격자 점들이 하중을 받아 변형된 거리를 의미한다. 즉, 상대적으로 강성이 강한 고정판 근접 부분일수록 고정판의 변형에 대한 영향을 적게 받기 때문에 변위는 고정판으로부터의 거리가 가까울수록 초기 상태와 비슷하고 고정판으로부터 거리가 멀수록 증가하게 된다.

고정판으로부터의 거리는 Fig. 5에서 보이는 바와 같이 고정판에 가까운 쪽의 대퇴골에서부터 먼 쪽의 대퇴골의 지름방향 거리를 의미한다. 해석 결과로부터 고정판의 재질과 적층순서에 따라 대퇴골 사이의 틈에 차이가 존재함을 알 수 있다.

고정판의 등가 영계수가 커지면 대퇴골 사이의 틈 변화율이 낮아진다. 이는 사람의 체중에 의해 발생하는 굽힘응력이 상대적으로 영계수가 강한 고정판을 적게 변형시키기 때문이다. 반면에 $[\pm 30]_{\sigma}$, $[\pm 45]_{\sigma}$ 고정판의 경우 틈새에서의 변형

량이 비슷한 분포를 보이고 있는데 이는 이 두 고정판이 외부 하중에 의해 굽힘모멘트를 받으면 다른 고정판보다 낮은 등가 영계수에 의해 변형이 상대적으로 많이 일어나기 때문이며, 변형량이 증가함에 따라 대퇴골끼리 접촉하게 되어 전반적인 변형거동이 유사해짐을 알 수 있었다. 골절치료 후 시간이 경과함에 따라 골절부에서의 치료조직(Curing tissue) 발달 정도는 골절부 계면의 거동에 큰 영향을 받게 되므로[9] 상기에서 계산한 결과는 차후에 있을 골절 치료 연구에 중요한 정보를 제공할 것으로 판단된다.

4.2 고정판의 길이방향 응력분포

Fig. 7에서 보는 바와 같이 사람의 체중에 의해서 발생한 각 고정판의 축방향 응력분포를 살펴보면, 가장 높은 강성을 가지는 스테인리스 고정판에서는 굽힘응력을 받는 중앙부분에서 심한 응력집중이 발생하는 것을 알 수 있다. $[0]_{2\sigma}$ 및 $[\pm 15]_{\sigma}$ 로 적층된 복합재료 고정판에서도 이러한 현상이 나타나지만 집중된 응력의 수치는 스테인리스에 비해 적었다. 그러나 인골과 유사한 영계수를 가지는 고정판 ($[\pm 45]_{\sigma}$)의 경우에는 매우 낮은 수준의 응력집중 현상을 확인할 수 있었다. 특히 $[\pm 45]_{\sigma}$ 고정판의 경우 반대쪽 대퇴골 쪽의 접촉에 의해서도 응력이 전달되므로 이로 인해 상대적으로 적은 응력이 고정판에 발생한다. 또한 강성이 높은 스테인리스 고정판의 경우 굽힘 응력이 지배적으로 발생하는 반면 강성이 낮은 복합재료는 중립축의 위치가 뼈의 중앙부 쪽으로 이동하게 되므로 상대적으로 굽힘 응력이 작게 발생한다. 그러나 중립축으로부터 고정판까지의 거리가 멀기 때문에 고정판 내부의 굽힘에 의한 인장변형률이 상대적으로 크게 작용하여 축방향 압축 변형률과의 상쇄효과가 일정 수준 발생하지만 스테인리스 강도의 경우 굽힘에 의해 고정판에 발생하는 인장 변형률의 수준이 상대적으로 낮기 때문에 상쇄효과가 크지 않다. 이러한 이유로 고정판 재료의 종류에 따라 내부에 발생하는 응력의 수준 차가 발생한 것으로 판단된다.

4.3 고정판과 대퇴골의 축방향 평균응력 및 대퇴골에 작용하는 최대응력

고정판과 대퇴골에 작용하는 축방향 평균응력을 Fig. 8에 나타내었다. 각 요소에 작용하는 축방향 응력을 합한 뒤, 총 요소수로 나누어 평균응력을 계산하였다.

계산결과 복합재료 고정판은 스테인리스 고정판에 비해 비교적 낮은 응력을 보임을 알 수 있었다. 이는 앞서 제시한 고정판의 응력분포와 일치하는 결과이다. 다만 대퇴골 전체에 작용하는 축방향 응력분포의 경우, 그 차이가 고정판의

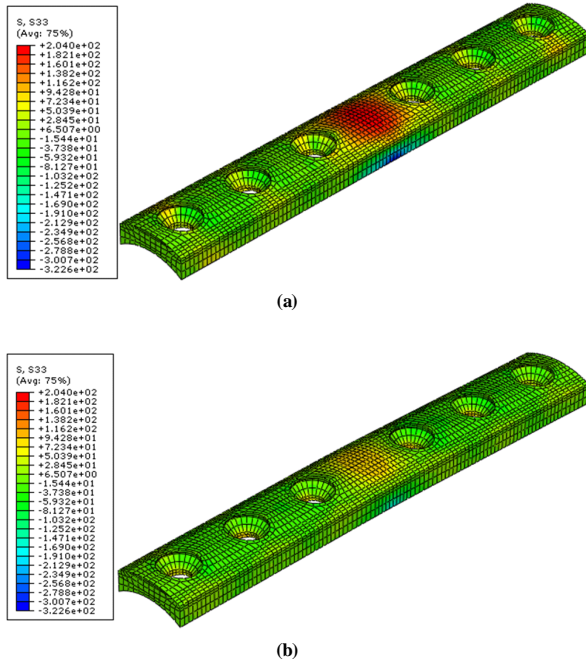


Fig. 7 Stress distribution in axial direction in bone plate; (a) Stainless steel bone plate (b) Composite bone plate [±45]_{TR}

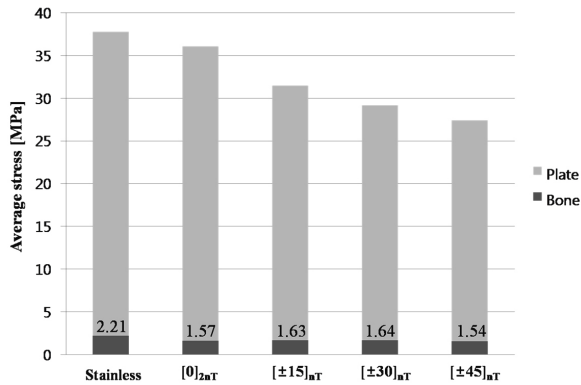


Fig. 8 Average stress in bone plate and bone.

경우에 비해 상대적으로 크지 않음을 확인 할 수 있었으나 전체 축방향 응력대비 대퇴골 전달응력을 증가시켜 응력분배 현상을 완화하는 효과가 있음을 알 수 있었다. 복합재료 고정판의 경우 대퇴골의 응력차이는 크지 않고 일정한 수준을 유지하였으나 스테인리스 고정판의 경우 복합재료 고정판 보다 더 많은 응력이 작용하는 것은 재료의 과도한 강성으로 인해 더 큰 비율의 응력을 전달하는 것을 보여주는 전형적인 현상이다.

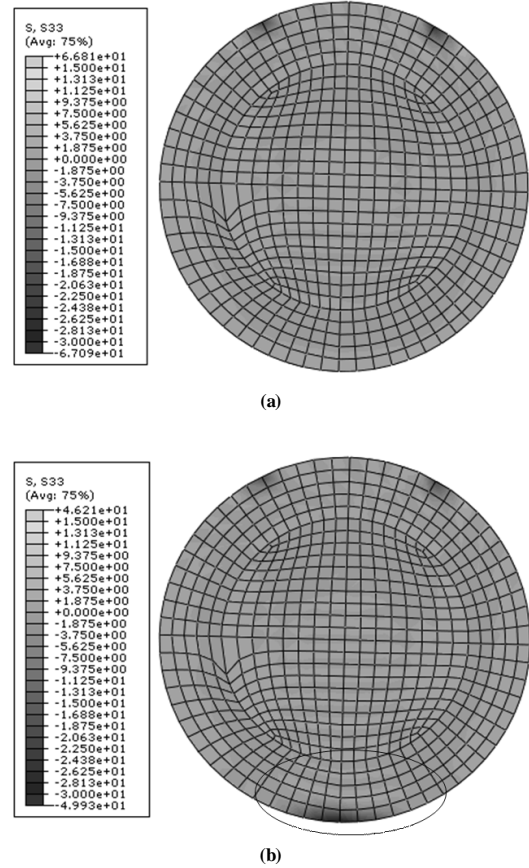


Fig. 9 Stress distribution in axial direction in fracture site; (a) Stainless steel bone plate (b) Composite bone plate [±45]_{TR}.

고정판에서의 응력집중 현상은 골절부위에서 대퇴골끼리의 접촉 거동에 차이를 야기한다. 이를 스테인리스 고정판과 [±45]_{TR}로 적층된 복합재료 고정판의 두 가지 경우에 대해 골절부 접촉응력을 계산하여 Fig. 9에 나타내었다. 스테인리스 고정판의 경우 높은 강성으로 인하여 압축하중에 의한 대퇴골 골절부 틈의 변화가 크지 않아 접촉이 발생하지 않았다. 반면에 복합재료 고정판의 경우 낮은 강성으로 인해 골절부위 대퇴골의 접촉이 발생하고 이로 인해 대퇴골끼리의 접촉도 발생한다. 대퇴골끼리의 접촉은 골절부에서 직접적인 응력전달을 유도하게 된다.

대퇴골과 고정판의 체결에 의한 접촉응력은 대퇴골의 반지름 방향뿐만 아니라 축 방향 변형을 유도하게 되며(Fig. 9), 고정판이 직접적으로 접촉하는 대퇴골의 상단 부분에서 국부적으로 매우 높은 축방향 응력이 발생하는 것을 확인할 수 있다. 결과적으로 높은 강성을 가지는 스테인리스 강 고정판은

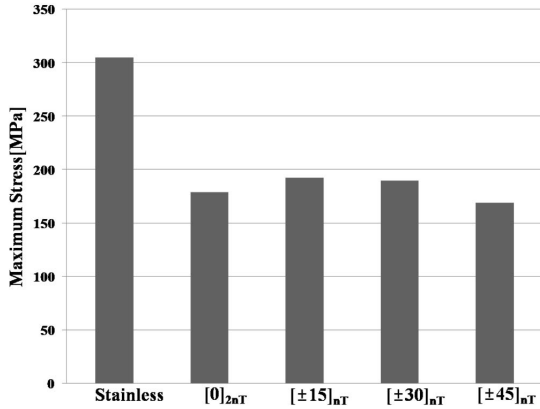


Fig. 10 Maximum Stress at Femur(Von-Mises stress).

접촉에 의한 응력이 더 높게 나타나게 되므로 대퇴골 전체에 발생하는 축 방향 응력도 스테인리스 고정판의 경우가 복합재료의 경우보다 다소 높은 수준을 가지는 것으로 판단된다.

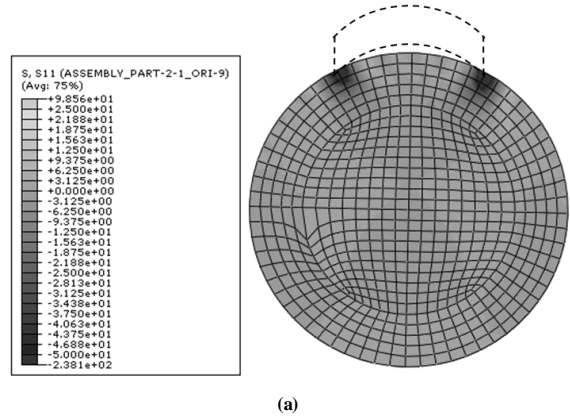
환자가 느끼는 통증과 직접적으로 관계가 있을 것으로 판단되는 대퇴골에 발생하는 최대 응력(Von-Mises)을 Fig. 10에 나타내었다. 축방향 응력뿐만 아니라 고정판과의 접촉 및 굽힘의 영향을 받아 나타나는 최대응력은 스테인리스 고정판의 경우 가장 높은 수치를 보였다. 복합재료 고정판의 경우 스테인리스 고정판 보다 100MPa 이상 낮은 수치를 보였으며 그 수준은 비슷하였다.

이러한 결과들은 실제 부가하중의 크기에 따라 달라질 수 있으며, 골절부 거동예측을 위한 유한요소해석에 있어서 치료과정의 경과에 따른 골절부의 치료 조직의 발달과 환자의 보행 사이클에 대한 정확한 데이터의 중요성을 대변한다.

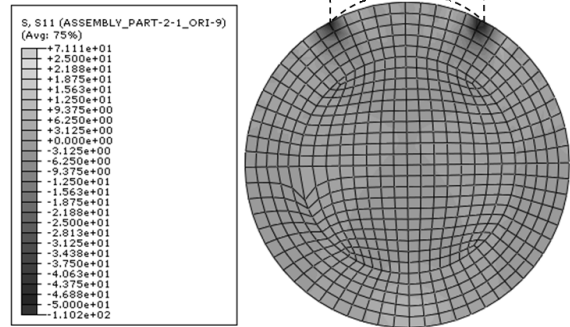
4.4 접촉에 의한 고정판과 대퇴골의 응력분포

고정판과 대퇴골의 체결에 의해서 발생하는 대퇴골접촉부의 반경방향 응력분포를 스테인리스 고정판과 [±45]_{nT}로 적층된 복합재료 고정판의 두 가지 경우에 대해 계산하여 Fig. 11에 나타내었다.

원형단면의 상단에 발생하는 응력집중현상은 전부 고정판과의 직접적인 접촉에 의해서 발생한 것이다. 특히 Fig. 11(a)의 경우 스테인리스 고정판의 높은 강성으로 인하여 접촉부위에 많은 응력이 발생한 것을 알 수 있다. 위의 두 경우에서 동시에 관찰되는 현상이 응력 분포가 상단의 두 부분에 집중되고 있다는 것이다. 이러한 현상은 고정판과 대퇴골 접촉부의 곡률차이에 기인한다. 이는 고정판의 중간보다 양 쪽 끝에서 먼저 대퇴골과의 접촉을 유발한다(Fig. 12 참조).

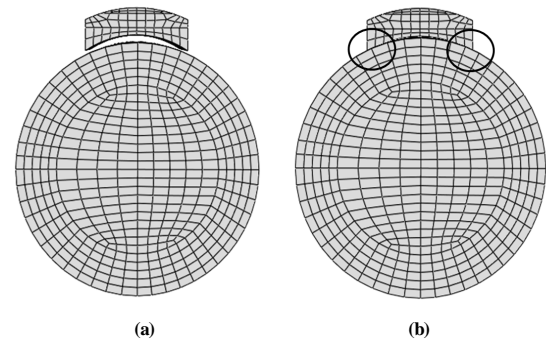


(a)



(b)

Fig. 11 Stress distribution in radial direction at the fracture site (a) Stainless steel bone plate (b) Composite bone plate [±45]_{nT}.



(a)

(b)

Fig. 12 Contact process between the bone plate (a) Before contact (b) After contact.

따라서 스크류에 의해 체결이 진행되면 고정판과 대퇴골은 서로 변형하여 접촉면적을 늘리게 되며, 이때, 스테인리스 고정판은 대퇴골의 강성보다 매우 높은 강성을 가지므로 고정판보다 대퇴골의 변형이 상대적으로 증가한다. 따라서 고정판과

접촉하는 부위의 응력수준이 높아진다. 반대로 복합재료 고정판은 대퇴골과 비슷한 물성치를 가지고 있으므로 스테인리스 고정판의 경우보다 대퇴골의 변형이 적고 접촉응력 또한 낮음을 알 수 있다.

Perren[9]의 연구에 따르면 고정판에서 대퇴골로 전해지는 접촉응력이 높을수록 접촉 부위의 혈액순환에 문제가 발생하여 접촉부위에서 추가적인 손상을 발생시키고 심한 경우 골괴사를 유발하는 것으로 알려져 있다. 따라서 골절치료를 위해 적용하는 고정판에 의한 접촉부의 형상과 재질은 적절한 고정판의 설계에 있어서 중요하게 고려해야 하는 사항이다.

5. 결론

기존의 스테인리스 고정판은 지나치게 높은 강성으로 인하여 효율적인 골절 치료에 문제를 야기할 수 있다. 본 논문에서는 섬유강화복합재료의 생체적합성과 고정판의 최적형상을 고려하지 않고 고정판의 접촉조건과 체결조건 및 생체재료의 물성 등을 실제상황과 유사하게 모사하여 수술 직후 골절부 거동을 보다 정확하게 예측하기 위한 해석기법을 대퇴골 골절에 적용하는 연구를 시도하였다. 금속 고정판을 섬유강화 복합재료로 대체하여 골절 치료의 효율성을 높이고자 상용유한요소해석을 이용하여 골절부의 변형과 응력을 계산하였다. 해석결과에서 제시된 바와 같이 스테인리스 고정판은 응력집중현상이 심하게 발생하는 것을 확인하였다. 반면에 복합재료로 설계된 고정판은 고정판 전체에 비교적 균일한 응력분포를 가짐을 알 수 있었다. 이는 가골 (Callus) 생성을 촉진하여 더욱 효과적인 골절 치료를 할 수 있음을 의미한다. 또한 스테인리스 고정판은 골절부위가 아닌 정상적인 대퇴골에 지나친 접촉응력을 발생시키지만 복합재료 고정판은 정상 골 부분에는 낮은 접촉응력을 발생시킨다. 따라서 복합재료 고정판은 기존의 스테인리스 고정판보다 골절 치료에 우수 할 것으로 판단된다. 본 연구의 결과는 차후에 있을 생체적합성을 가지는 복합재료 고정판의 제작과 실험에 중요한 정보를 제공할 수 있을 것으로 기대된다. 보다 정확한 해석을 위해서는 뼈 구조의 구체적인 형상과 이방성 물성 및 치료과정에 따른 하중조건 정의가 필요할 것으로 판단된다.

후 기

이 논문은 2009년도 중앙대학교 우수연구자연구비 지원에 의한 것임.

참고문헌

- 1) 김승중, “보 이론을 이용한 골 재생성 작용의 해석,” 대한 기계학회 논문집, 제24권, 제2호, 2000, pp. 329-337.
- 2) 김주호, 장승환, “골절 치료를 위한 복합재료 고정판 기초 설계 및 특성 평가,” 한국복합재료학회지, 제20권, 제5호, 2007, pp. 7-12.
- 3) Keith Tayton, John Bradley, “How stiff should semi-rigid fixation of the human tibia be?,” The journal of Bone & Joint Surgery, Vol. 65-B, No. 3, 1983, pp. 312-315.
- 4) K. Fujihara, “Performance study of braided carbon/PEEK composite compression bone plates,” Biomaterials, Vol. 25, Issue 17, August 2004, pp. 3877-3885.
- 5) S. Veerabagu, K. Fujihara, G. R. Dasari, S. Ramakrishna, “Strain distribution analysis of braided composite bone plates,” Composites Science and Technology, Vol. 63, Issues 3-4, February-March 2003, pp. 427-435.
- 6) 정남용, “넙다리뼈에 대한 파괴기준의 설정,” 한국자동차 공학회논문집, 제15권, 제6호, 2007. 11, pp. 62-72.
- 7) Dieter Christian Wirtz, Norbert Schifffers, “Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur,” Journal of Biomechanics, Vol. 33, Issue 10, October 2000, pp. 1325-1330.
- 8) T. N. Gardner, T. Stoll, “The influence of mechanical stimulus on the pattern of tissue differentiation in a long bone fracture - an FEM study,” Journal of Biomechanics, Vol. 33, Issue 4, April 2000, pp. 415-425.
- 9) Stephan M. Perren, “Evolution of the Internal Fixation of Long Bone Fractures,” The journal of Bone & Joint Surgery, Vol. 84-B, No. 8, 2002, pp. 1093-1110.