

## '09 춘계학술대회 우수 논문

## 골절부 변형률에 따른 골절부 가골 형성 과정의 유한요소해석

김석훈\*, 박명길\*, 안송도\*, 조성겸\*, 장승환\*\*+

## Finite element analysis of callus generation in fractured bones according to the strain distribution

Suk-Hun Kim\*, Myong-Gil Park\*, Song-Tao An\*, Sung-Kyum Cho\*, Seung-Hwan Chang\*\*+

## ABSTRACT

In this paper, finite element analyses were used to estimate the strain distribution at the fracture site of a tibia bone. A stainless steel bone plate and various composite bone plates were considered to find out the best conditions for callus generation while bone fracture was cured for 16 weeks. Through this research, the appropriate load condition which makes the strains between the appropriate range(2~10%) was sought. From this analysis, it was found that lower level of external load is needed for the appropriate strain for the case of composite bone plate application and it was also found that the composite bone plate had potential advantages for effective bone fracture healing relieved stress shielding effect.

## 초 록

본 논문에서는 유한요소해석을 이용하여 경골 골절부의 변형률 분포를 계산하였다. 16주에 걸친 골절 회복기간 동안 최적의 가골 형성의 조건을 찾기 위해 스테인리스 강 고정판과 다양한 적층순서를 가지는 복합재료 고정판이 고려되었다. 이 연구를 통해 골절부 가골 형성을 촉진하는 2~10% 변형률을 유발하는 최적 하중 조건을 계산하였다. 해석결과로부터 복합재료 고정판의 경우 최적의 변형률을 가지게 하는 하중조건은 스테인리스 강 고정판의 경우보다 낮았으며, 응력방패 현상을 감소시켜 골절치료에 유리함을 가지는 것을 알 수 있었다.

**Key Words** : 복합재료 고정판(Composite bone plate), 경골(Tibia), 유한요소해석(Finite element analysis), 변형률(Strain)

## 1. 서 론

정강이뼈(Tibia)는 경골이라고도 불리며 신체의 하중을 직접적으로 지탱하는 뼈 중 하나로 비교적 쉽게 골절이 발생하는 부위이다. 일반적으로 장골로 분류되는 경골과 같은 뼈에 골절이 발생하였을 때, 스테인리스 강 고정판을 골절이 일어난 부위에 덧대고 스크류로 체결하여 고정시키는 치료방법을 시행한다. 그러나 스테인리스 고정판은 높은 강성으로 인하여 응력방패 현상(Stress shielding effect)을 유발하며, 이 때문에 고정

판과 접촉하고 있는 경골의 골 밀도 감소에 의한 골 강도 저하가 발생 할 수 있다. 이는 골절치료에 매우 부정적인 요소이며, 이러한 현상을 방지하기 위해서는 응력이 고정판에 집중되는 것을 완화하여 경골과 고정판에서의 응력분포를 균등하게 유도하여야 한다. 이미 복합재료의 특성을 이용하여 앞서 언급했던 문제점들을 극복하기 위해 복합재료를 적용한 고정판의 연구가 수행된 바 있다[1]. 또한 Perren[2]의 연구에 의해 손상골 사이의 변형률이 가골 생성에 큰 영향을 주는 것으로 밝혀졌으며, 변형률의 범위가 2~10%일 때 손상부의 가골 생성을

\* 중앙대학교 기계공학부

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

촉진하여 가장 좋은 골절 회복률을 보인다고 알려져 있다. 손상골 사이의 가골은 수술 직후부터 서서히 물성이 증가하는데 특히 수술 후 4주부터 8주까지의 기간에 가장 비약적으로 물성회복이 이루어진다[3]. 이 기간이 골절회복에 가장 중요한 시기이며, 이는 앞서 언급한 골절부의 변형률에 큰 영향을 받게 된다. 골절부 손상골 사이의 변형률은 고정판의 물성과 골절 골에 축 방향으로 가해지는 하중에 의해 달라지는데 본 논문에서는 스테인리스 강 고정판과 각기 다른 물성을 가지는 복합재료 고정판에 대하여 가장 좋은 회복률을 보이는 하중 조건을 제시하고, 치료기간에 따른 골절부 물성 변화를 고려하여 유한요소해석을 실시하였다. 해석에는 상용 유한요소해석 프로그램인 ABAQUS 6.7이 사용 되었으며, 수술직후부터 16주까지를 5단계(0주, 4주, 8주, 12주, 16주)로 나누어 각 단계의 골절부 변형률과 하중에 대한 해석을 실시하였다.

## 2. 경골의 고정판 시술과 골절유형

본 논문의 연구대상인 경골은 신체의 발목부터 무릎까지를 연결하는 인체 골격의 중요한 부분 중 하나이다(Fig. 1 참조). 특히 앞서 언급 했듯이 경골은 체중을 직접적으로 지탱하는 부위로 그 만큼 골절이 잦은 부위이기도 하다. 길이 방향으로 긴 형상을 가지는 경골에 골절이 발생했을 때 스테인리스 강 재질의 고정판을 골절부에 직접 덧대고 스크류로 체결하여 단단히 고정시킨다.

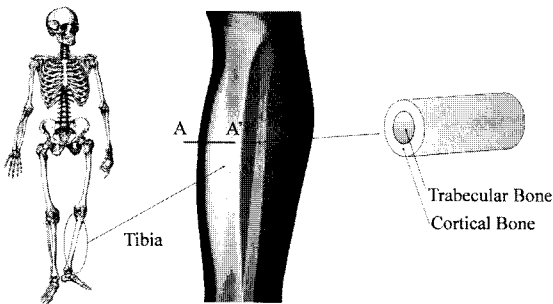


Fig. 1 Geometric information of tibia.

본 논문에서는 골절형상과 골절부의 단면이 비교적 단조로운 횡골절(Transverse fracture)의 경우를 대상으로 하여 유한요소해석을 실시하였고, 그에 따른 골절부 내의 변형률 분포 및 하중조건을 계산하였다.

## 3. 복합재료 고정판

본 연구에서는 생적합성이 완벽하게 확인되어 있지는 않지만, 선행연구[4]를 통해 임상실험에 적용된 바 있는 탄소섬유/에폭시 복합재료(WSN3k, SK Chemical)를 고정판 설계에 적용하였다. Table 1에 평직 탄소섬유/에폭시 프리프레그인 WSN3k의 각 방향 물성을 나타내었다. 적층순서에 따른 각 방향의 물성치를 사용하여 유한요소해석을 실시하였고, WSN3k 복합재료 고정판의 경우 선행 연구결과[1]를 고려하여 각각  $[\pm 15]_{nr}$ ,  $[\pm 45]_{nr}$ 의 적층순서가 고려되었다. 특히  $[\pm 45]_{nr}$ 의 적층순서를 가지는 경우 경골의 길이 방향 물성과 비슷한 수준의 영계수(18GPa)를 가진다.

Table 1 Material properties of stainless steel and WSN3k

Property	Stainless steel	WSN3k
Young's modulus (GPa)	191	$E_1$ 70 $E_2$ 70 $E_3$ 10
Poisson's ratio	0.3	0.13

## 4. 유한요소해석 모델링

### 4.1 형상정보

본 논문에서는 Fujihara [5]등이 연구하였던 고정판의 사상이 고려되었다(Fig. 2 참조). 고정판은 장골로 분류되는 경골을 고정시켜야 하므로 길이 방향으로 긴 형상을 가진다. 또한 경골에 직접적으로 접촉하여 고정되므로 이를 고려하여 6개의 체결용 홀과 일정한 곡률을 가진다. 일반적으로 경골은 체중을 직접적으로 견디는 골 중 하나이므로 고정판 체결 시 6개의 스크류를 이용한다. 따라서 이번 논문에서도 6개의 스크류를 이용하여 체결하는 경우를 대상으로 연구를 수행하였다. 뼈는 실린더형상으로 단순 모사하였으며, 안쪽과 바깥쪽에 서로 다른 물성의 재료가 결합되어 있는 형상을 가진다(Fig. 3 참조).

### 4.2 해석 물성

뼈는 물성이 높아 대부분의 하중을 지지하는 치밀골(Cortical bone)과 물성이 치밀골에 비해 매우 낮은 망상골(Trabecular bone)의 두 조직으로 구성된다. 이와 같이 서로 다른 조직을 가지는 뼈의 물성은 이미 선행연구자들에 의해 측정 되었으며, 본 논문에서도 선행연구자들이 측정한 물성을 이용하였다[6-7]. 특히 치밀골은 각 방향마다 물성이 다르므로

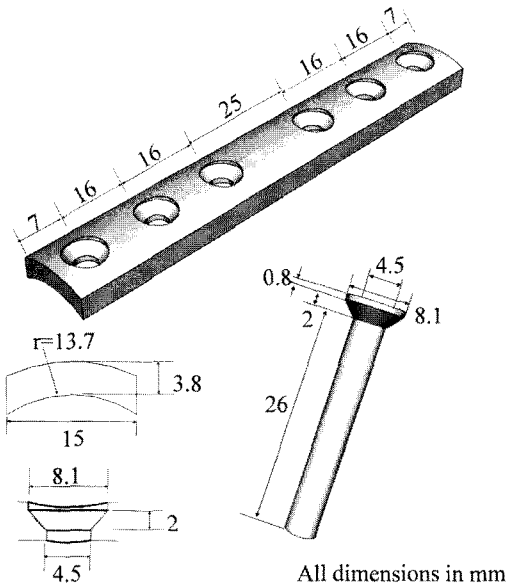


Fig. 2 Bone plate geometry and screws.

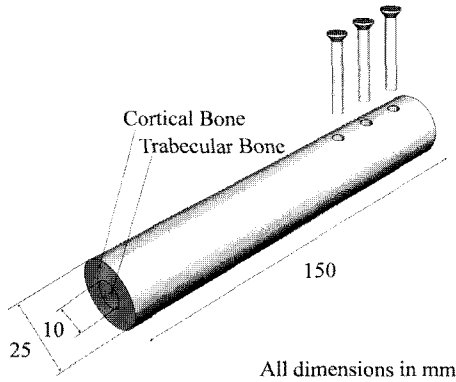


Fig. 3 Geometry of the simplified tibia.

해석에도 이방성 물성이 적용 되었다. Table 2에 해석에 사용된 인골의 물성치를 제시하였다. 골절 치료 후 골절부에 생성되는 가골의 종류는 세 가지로 분류할 수 있으나[3] 본 논문에서는 골절부 틈새 사이에 생성되는 중심 가골(Central callus)만을 고려하였다. 고정판 시술 후 시간 경과에 따라 바뀌는 중심 가골의 물성을 Gardner[3]의 논문을 참고하여 Table 3과 같이 부여하였다. 실제로는 치료기간에 따라 가골 물성이 일정 수준의 범위 내에 존재한다. 본 연구에서는 변형률에 따른 가골의 회복을 가장 좋게 하는 하중을 부여하는 방법을 고려하였고, 이에 따라 각 회복시기(0, 4, 8, 12, 16주차)에서 가골이 가장 좋은 물성을 가진다고 가정하였다.

Table 2 Material properties of bones

Property	Cortical bone	Trabecular bone
Young's modulus (MPa)	$E_1=18,400$ $E_2=7,000$ $E_3=8,500$	$E=1,061$
Poisson's ratio	$\nu_{12}=0.12$ $\nu_{23}=0.37$ $\nu_{13}=0.14$	$\nu=0.225$

Table 3 Material properties of Callus

Times	Property (MPa)
0 Weeks	0.00 (Empty)
After 4 weeks	0.19
After 8 weeks	28.00
After 12 weeks	30.60
After 16 weeks	75.00

### 4.3 격자생성

각 부분들이 체결되고 전체 격자생성이 완료된 모델을 Fig. 4에 나타내었다. 격자생성에는 8절점 사각형(8-Node Structural solid) 요소가 사용되었다. 일반적으로 접촉해석에서 수렴성은 접촉이 일어나는 요소들의 격자분할 크기의 차이가 클수록 더 좋은 것으로 알려져 있다. 그러나 수렴성을 위해 요소들의 격자 차이를 지나치게 크게 하면 해석의 정확성이 떨어질 수 있다. 따라서 격자 크기는 해석의 정확성을 보장하기 위해 수렴성에 영향을 주지 않는 범위 내에서 가능한 작은 것이 바람직하다. 본 논문에서는 해석의 최적 격자 크기(1mm)를 여러 번의 시도를 거쳐 선정하였다. 또한 이를 접촉이 일어나는 부분만 적용하고 나머지 부분의 격자는 비교적 크게 나누어(10mm) 해석의 효율성을 높이고자 하였다.

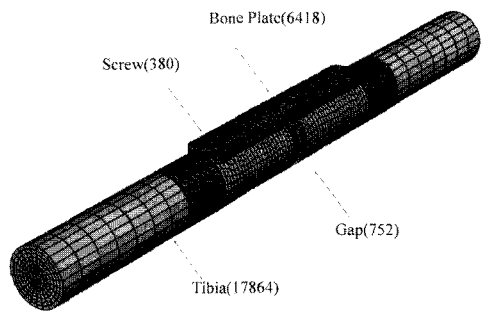


Fig. 4 Mesh generation.

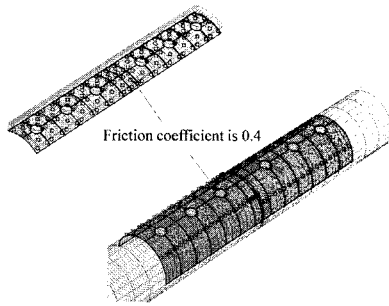


Fig. 5 Contact condition between a bone plate and a fibula.

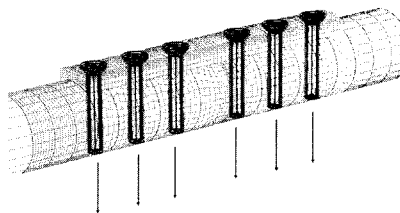


Fig. 6 Load condition for screws.

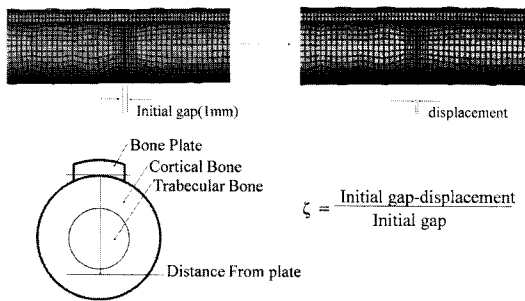


Fig. 7 Gap configuration.

#### 4.4 초기 조건 및 경계 조건

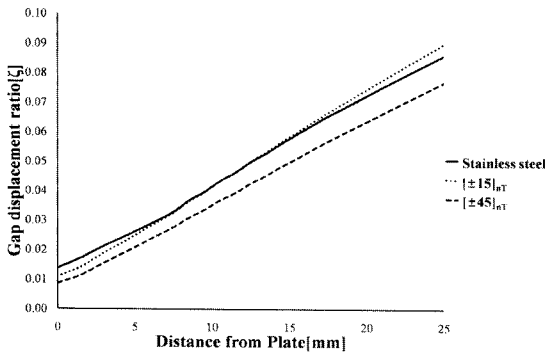
고정판과 경골이 스크류에 의해 체결되면 접촉이 발생하고 접촉면의 기계적 거동에 의한 영향이 경골 및 고정판에 나타나게 된다. 이를 모사하기 위하여 고정판과 경골이 접촉하게 되는 부분에 접촉면을 설정하여 접촉에 대한 효과를 고려하였다(Fig. 5 참조). 마찰계수는 기존 연구결과를 참고하여 0.4로 설정하였으며, 스크류에 의한 체결력은 일반적으로 정형외과에서 고정판 시술 시 골절치료에 가장 효과적으로 알려진 2000~3000N의 범위 내에 스크류의 축방향 하중이 존재하도록 제어하였다[3](Fig. 6 참조). 또한 경골에 작용하는 축 방향 하중을 모사하기 위해 한쪽 경골 끝의 치밀골 부분에 압축하중

을 균등하게 부여하였고, 반대쪽 경골 하단은 모든 방위에 대하여 구속하였다.

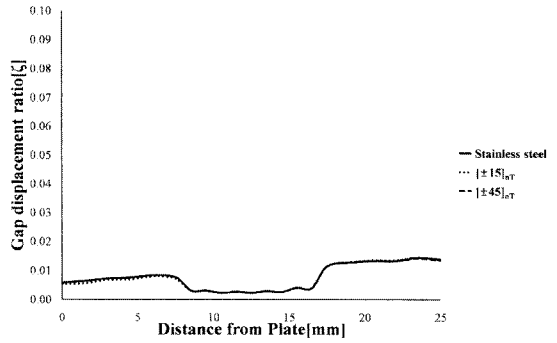
## 5. 해석결과

### 5.1 경골의 골절부 최적 변형률에 따른 하중

경골-고정판 구조에 가해진 축방향 하중은 굽힘 모멘트를 발생시킨다. 이로 인해 골절부 틈새(1mm)에 변형이 생기고 이 때의 변형률(Fig. 7)이 2~10% 내에 가장 많이 분포 하는 경우를 각 주 별로 Fig. 8에 제시하였다. 또한 이 때의 하중 조건을 Table 4와 Table 5에 나타내었다. 하중은 사람의 체중(성인 남성 기준 70kg)의 5%부터 정상 보행 시 받을 수 있는 동적 하중 200%까지로 한정하였고, 5%씩 하중을 가증하여 가장 좋은 변형률을 유발하는 하중을 선정하였다. 그 결과 4주차의 가골 물성은 매우 낮아 치료직후(0주)와 같은 하중 조건에서 최적의 변형률을 나타내며 그 경향 또한 선형적인 것을 알 수 있다. 그러나 물성이 급격히 상승하는 4~8주 기간에서는 보행 시 작용하는 동하중까지 고려한 체중의 200%의 하중에서도 고정판의 물성에 관계없이 5% 내의 변형률을 보였다. 이는 고정판 시술 후 8주 정도가 되면 골절부 가골층의 물성이 높은 수준으로 변화되기 때문에 하중에 의한 굽힘이 발생해도 고정판의 물성에 크게 의존하지 않는 것으로 해석할 수 있다. 따라서 8주 이후의 치료기간에서는 경골에 작용할 수 있는 최대하중으로 가정한 체중의 200%의 하중에서도 변형률 수준이 매우 낮게 계산되었으며, 고정판의 물성에 따른 차이 또한 거의 없었다(Fig. 8 참조). 다만 회복 기간이 점점 증가할수록 변형률은 감소하고 점차 골절부의 거동이 안정화에 이르게 되는 것을 알 수 있다. 이와 같은 결과는 골절이 일어난 후 8주 정도가 되면 골절부의 가골 물성이 일정 수준 이상으로 회복되어 정상골의 역할을 수행할 수 있게 된다는 Christel[9]의 연구 결과와도 일치한다. 일반적으로 고정판 시술을 하면 일정기간 목발에 의지하여 골절부에 하중이 전달되지 않도록 무부하 보행을 하게 된다. 비록 체중에 의한 하중이 발생하지 않는 무부하 보행이라고 하더라도 경골에는 경골에 연결되어 있는 주변 근육에 의해 일정수준의 하중이 발생하는 것으로 알려져 있다[10]. 이때 이 하중의 크기는 체중의 10% 이하로, 본 논문의 연구 결과에서 복합재료 고정판의 최적 하중 수준과 비슷하다. 또한 가골층의 물성이 급격히 높아지고 골절부에 가해지는 하중 또한 증가하는 8주 이후부터는 망상골 부분(고정판으로부터 7.5~17.5mm 구간)의 변형이 다른 부분의 변형과 큰 차이를 보이는 것을 Fig. 8 (c), (d), (e)에서

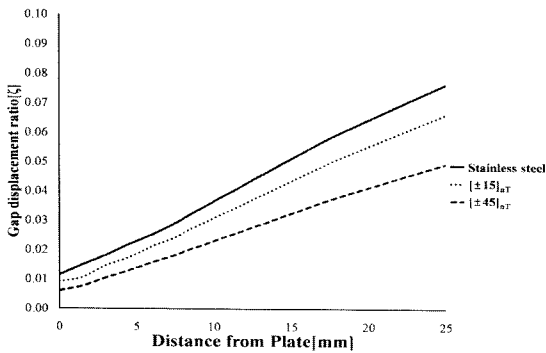


(a)



(e)

Fig. 8 Gap displacement ratio at the fracture site; (a) 0 Weeks (b) After 4 weeks (c) After 8 weeks; (d) After 12 weeks; (e) After 16 weeks

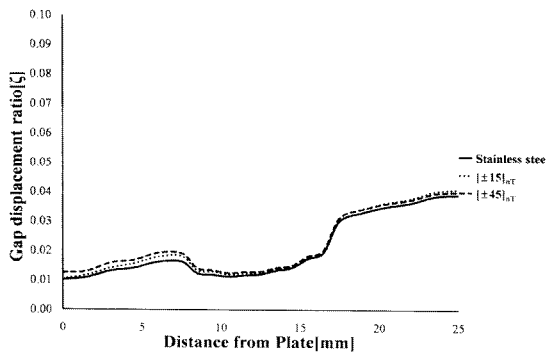


(b)

볼 수 있다. 이는 16주의 치료기간 동안 단계별로 동일한 물성이 부여된 골절부 가골과 골절부 주위 정상골의 망상골 및 치밀골의 물성 차이에 기인하는 것이다. 골절부의 치료기간에 따른 보다 정확한 물성을 이용한 해석이 수행된다면 이 부분의 보다 정밀한 거동을 예측할 수 있을 것으로 판단된다.

Table 4 Load condition for generation of 2~10% gap displacement ratio (100%=70kg)

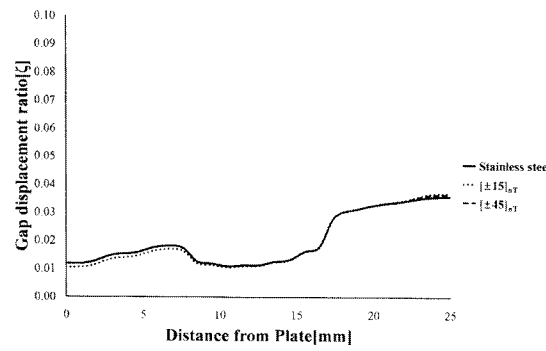
Healing period	Stainless steel	WSN3k [±15] <sub>nT</sub>	WSN3k [±45] <sub>nT</sub>
0 Weeks	25%	10%	5%
After 4 weeks	25%	10%	5%



(c)

Table 5 Load condition after 8 weeks (100%=70kg)

Healing period	Stainless steel	WSN3k [±15] <sub>nT</sub>	WSN3k [±45] <sub>nT</sub>
After 8 weeks	200%	200%	200%
After 12 Weeks	200%	200%	200%
After 16 weeks	200%	200%	200%



(d)

5.2 골절부에 작용하는 응력

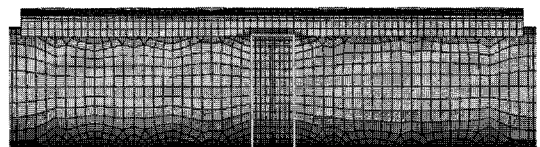


Fig. 9 Stress at the fracture site after 8weeks.

Table 6 Average stress at the fracture site after 8weeks (MPa, Von-Mises stress)

Healing period	Stainless steel	WSN3k [±15] <sub>σT</sub>	WSN3k [±45] <sub>σT</sub>
8 weeks	1.866	1.889	1.938
12 weeks	1.861	1.897	1.934
16 weeks	1.809	1.850	1.887

고정판 시술 8주 이후, Fig. 9에서 제시한 골절부의 범위(골절 중심에서 양 측 방향으로 각 4mm)에서 각 경골 요소에 작용하는 평균 응력을 계산하여 Table 6에 나타내었다. 앞서 언급 하였듯이 8주차 이후의 골절부 변형률은 큰 차이가 없지만 강성이 강한 스테인리스 고정판을 사용하면 골절부에 작용하는 하중이 상대적으로 줄어들어 응력방패 현상이 증가하게 된다. 반대로 복합재료 고정판은 강성이 낮아질수록 골절부가 받는 응력이 증가하며, 이에 따라 응력방패 현상 또한 상대적으로 감소함을 확인할 수 있다.

## 6. 결 론

본 논문에서는 변형률에 따라 영향을 받는 골절부의 치료 효율을 고려하여 골절부의 물성 회복을 효과적으로 유도할 수 있는 변형률을 가지게 하는 하중을 고정판의 물성에 따라 역으로 계산해 내었다. 수술직후와 수술 후 4주까지의 가골 층의 물성에는 큰 차이가 없기 때문에 0주차와 4주차에서는 동일한 고정판의 경우에 대해 같은 크기의 하중을 필요로 하였다. 그러나 고정판 시술 후 8주 후에는 가골 층의 물성치가 급격하게 높아져 고풍에 대한 고정판 의존도가 저하되므로 변형률에는 큰 차이가 없는 것을 알 수 있다. 따라서 수술 후 8주까지의 하중상태를 어떤 범위 내로 유지하느냐에 따라 골절부 가골 층의 물성회복은 큰 차이를 보일 것으로 판단된다. 상대적으로 강성이 강한 스테인리스 강 고정판은 골절부의 적절한 변형을 일으키는 하중수준이 높았고 반대로 복합재료 고정판은 낮은 수준을 보였다. 선행연구자의 연구에 의하면 골절치료 후 무부하 상태에서의 경골에 작용하는 하중수준은 매우 낮고 이는 복합재료의 골절부 최적 변형률을 유도하는 응력수준과 비슷하였다. 따라서 복합재료 고정판을 사용할 경우 스테인리스 강 고정판을 사용하는 것보다 더 좋은 골절부 변형률(2~10%)을 촉진하고, 이는 곧 조속한 가골형성을 유도하여 골절치료를 더 효과적임을 확인하였다. 또한 수술 후 8주 이후 치료기간에서 복합재료 고정판은 스테인리스 고정판에 비해 응력 방패현상의 수준이 작아 골절 치료에 더 유리함을 알 수 있었다.

## 후 기

이 논문은 2009년도 중앙대학교 우수연구자 연구비 지원에 의한 것임.

## 참고문헌

- 1) 김주호, 장승환, “골절 치료를 위한 복합재료 고정판 기초 설계 및 특성 평가,” 한국복합재료학회지, 제20권, 제5호, 2007, pp. 7-12.
- 2) 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.
- 3) 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, Pages 415-425.
- 4) 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.
- 5) K. Fujihara, “Performance study of braided carbon/PEEK composite compression bone plates,” *Biomaterials*, Vol. 25, Issue 17, August 2004, pp. 3877-3885.
- 6) H. Yildiz, S. Erden, “An Advanced Structural Design for Bone Plate”, *Department of Mechanical Engineering*, Ege University, Izmir/Turkey.
- 7) 정남용, “넙다리뼈에 대한 파괴기준의 설정,” 한국자동차 공학회논문집, 제15권, 제6호, 2007. 11, pp. 62-72.
- 8) Dieter Christian Wirtz, Norbert Schiffers, “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.
- 9) P. Christel, G. Cerf and A. Pilla, “Time evolution of the mechanical properties of the callus of fresh fractures,” *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 9, pp. 383-391, 1981.
- 10) Frank C. Anderson, Marcus G. Pandy, “Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent,” *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, Issue 2, Pages 153-161, February 2001.