

## 장골골절후 금속판내고정의 역학적 기능에 대한 삼차원적 수치해석

울산동강병원 정형외과 · 현대중공업 종합연구소\*

조현오 · 광경덕 · 조성도 · 이상정 · 이충동\* · 장재완\* · 김준오\*

=Abstract=

### Three-Dimensional Numerical Analysis of the Mechanical Function of the Plate Fixation for the Long Bone Fracture

Hyoun Oh Cho, M.D., Kyoung Duck Kwak, M.D., Sung Do Cho, M.D., Sang Jeong Lee, M.D.  
Choong Dong Lee, Ph.D\*., Jae Wan Jang, M.S.\* and Joon O Kim, M.S.

*Department of Orthopaedic Surgery, Dong Kang Hospital, Ulsan, Korea*

*\*Department of Engineering and Mechanics, Hyundai Research Institute, Ulsan, Korea*

Since the finite element method(FEM) was introduced to the orthopaedic biomechanics, it has been applied with increasing interest to investigate bone, bone-prosthesis, and fracture fixation device, etc., in terms of stress, strain, force, and displacement. The authors implemented the FEM for the "intact" and the "fractured" long bone models respectively to observe the mechanical behaviors of the plate fixation for the long bone fractures, and we observed the followings;

1. In the intact model, stresses are evenly distributed and smoothly changed.
2. The maximum equivalent von-Mises stress in the fracture model is higher than that in the intact one.
3. Stresses on the plate are much higher than those on the bony surface in the fracture model.
4. Stresses for the bony surface beneath the plate in the fracture model are much lower than those in the intact model; however, stresses are highly concentrated around the screws.
5. Although two-thirds of total compressive load is transmitted through the fracture site area, maximum von-Mises stress in the fracture site is much lower than that in the plate.
6. High stresses are found at the areas between the plate holes and the screw heads.
7. Shearing forces of the screws are higher at the near and end screws from the fracture site.

**Key Words:** Mechanical function, Long bone fractures, Finite element, Stress.

## 서 론

컴퓨터를 이용한 유한요소법이 생체역학 분야에 소개된 이래, 하중에 대한 인체조직 · 인공삽입물 · 내고정물의 응력분포 및 하중전달 파악과, 설계 · 고정방법등의 개발에 큰 도움이

되고 있다<sup>13)</sup>.

저자들은 컴퓨터를 이용하여 정상장골과 금속판으로 내고정한 골절장골의 유한요소모델을 만들어서, 외력에 의한 장골 · 금속판 · 나사등 각 부위의 응력과 힘의 분포를 3차원 유한요소법으로 각각 전산수치 해석하고, 그 상호 결과를 비교 고찰하였다. 전산수치해석의 입력자료로는, 인체의 대퇴골을 전산화단층촬영하여 얻은 형태학적 정보, 골의 기계적 성질, 금속판 및 나사의 형상과 성질등을 사용하였다.

본 논문의 요지는 대한정형외과학회 제33차 추계학술대회에서 구연발표하였으며, 학술상(구연 장려상)을 받았다.

## 유한요소해석

장골은 체내에 위치한 부위에 따라 그 형상이 다양하나, 본 연구에서는 일반장골골절에서 금속판내고정 후에 나타나는 역학적 기능을 관찰할 목적으로 대퇴골 중에서 간부만을 택하여 연구장골 모델로 삼았고, 금속판과 나사 모델은 316L Stainless Steel로서 8개의 구멍을 가진 역학적압박금속판과 피질골 나사를 택하였다.

실수치계산에는 PRIME 6350컴퓨터에 설치된 범용구조해석용 소프트웨어 NISA II가 사용되었다.

### 1. 모델링

연구장골모델을 얻기 위하여 인체의 대퇴골을 전산화단층촬영해서 3차원적 좌표를 구하여 대퇴골 전체에 대한 유한요소모델(Fig. 1)을 만들었다. 본 연구에서는 이 중에서 간부만을 택하여 골절이 없는 정상모델(Fig. 2-A)과 골절후 금속판으로 내고정한 골절모델(Fig. 2-B)의 두가지 경우에 대하여 실수치해석하였다. 금속판내고정 골절모델은, 단순횡골절이며, 두골편 사이의 간극은 0.0001mm인 것으로 모델링하였고, 총 3408개의 선형등계수 3차원요소와 3836개의 절점으로 모델링하였다. 장골, 금속판 및 나사의 기계적 성질은 Table 1과 같고, 균일등방성 재질이며, 선형 탄성적 변형을 한다고 가정하였다<sup>7,10,14,18,19</sup>.

### 2. 하중 및 경계조건

본 연구에서는 모델의 원위부를 고정하고 근위부에서 6가지 하중(Table 2)을 가하는 경우에 대하여 해석하였다

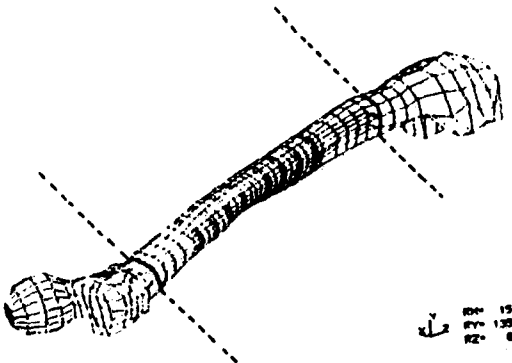


Fig. 1. Finite element model of the Femur.

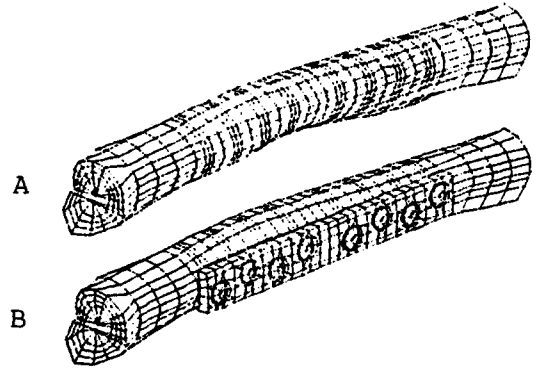


Fig. 2. Finite element models of intact long bone(A), and fractured long bone fixed with plate and screws(B).

Table 1. Material characteristics

Material	Young's modulus	Poisson ratio
Cortical bone	15 GPa	0.4
Cancellous bone	1 GPa	0.33
Plate, screw	200 GPa	0.28

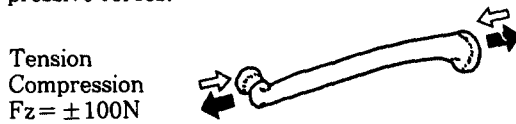
Table 2. Description of each load case

Load case	Load	Description	Remarks
1	$F_z = -100N$	Tension	
2	$F_z = 100N$	Compression	
3	$M_y = -100N/mm$	Bending 1	
4	$M_y = 100N/mm$	Bending 2	
5	$M_x = 100N/mm$	Bending 3	
6	$M_z = 100N/mm$	Torsion	

### 3. 계산 결과

정상모델과 골절모델에서 각 하중에 대한 상응응력분포는 각각(Fig. 4A-D, 5A-F)와 같이 관찰되었다. 골절모델의 경우, 금속판에 가리어 보이지 않는 부분의 응력분포를 확인하기 위하여 금속판을 제외하고 관찰하여 보면 Fig. 6A-F와 같이 나타났으며, 정상모델과 비교하기 위하여 같은 응력범위는 같은 색깔로 표시하였

**Fig. 4-A.** Equivalent stress contour for intact long bone model in tensile and axial compressive forces.



**Fig. 4-B.** Equivalent stress contour for intact long bone model in bending moment in coronal plane.



**Fig. 4-C.** Equivalent stress contour for intact long bone model in bending moment in sagittal plane.



**Fig. 4-D.** Equivalent stress contour for intact long bone model in torsional moment.



다. 위 각각의 경우에서 응력단위는  $\text{N/mm}^2$ 이며, 최대상당응력은 Table 3에 요약하였다.

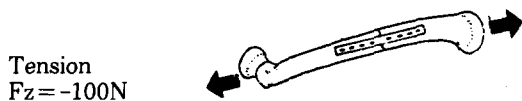
정상모델에서 외력에 대한 상당응력(Fig. 4A-D)은, 응력치가 낮은 부위로 부터 높은 부위까지 점증적으로, 모델의 종방향을 따라서 고르게 분포되어 있으며, 피질 표면에 더 높은 응력이 관찰되었다. 특히 염전력인 경우에는 피질의 표면에 높은 응력이 나타났다.

골절모델(Fig. 5A-F)에서는 골편보다는 금속판 특히 골절부에 가까운 금속판 중앙부와 금

속판-나사머리 접촉점에서 높은 응력이 관찰되었으며, 종방향의 하중인 장력(최대:  $42.34\text{N/mm}^2$ )과 압력(최대:  $22.34\text{N/mm}^2$ )에서 높았다. 정상모델에 비하여 최대상당응력이 장력에서는 15배, 압력 8배, 금속판 반대방향으로의 굴곡력 25배, 금속판과 나사에 직각인 굴곡력 10배, 염전력인 경우에는 63배 높은 것으로 관찰되었다(Table 3).

골절모델의 골편에 나타난 응력은 금속판에 비하여 매우 낮았다(Fig. 5A-F). 정상모델의 응력과 비교하여 보면, 금속판을 대지 않은 근

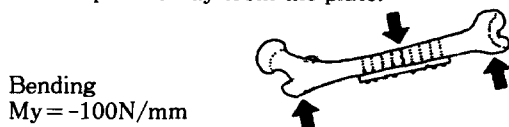
**Fig. 5-A.** Equivalent stress contour for fractured long bone model in tensile force.



**Fig. 5-B.** Equivalent stress contour for fractured long bone model in axial compressive force.



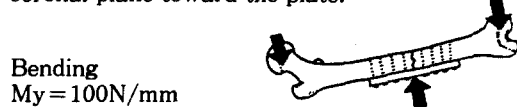
**Fig. 5-C.** Equivalent stress contour for fractured long bone model in bending moment in coronal plane away from the plate.



위 및 원위부에서는 비슷한 응력이, 금속판을댄 부분에는 조금 낮은 응력이, 골절면에 인접한 부분에서는 매우 낮은 응력이 관찰되었으나, 나사삽입부위에서는 매우 높은 응력이 관찰되었다(Fig. 6A-F).

골절모델에서 골절면에 작용하는 힘과 최대 상당응력치는 Table 4와 같다. 장력과 금속판 방향의 굴곡력에서는 골절면에 작용하는 힘이 없으며, 압력인 경우에는 약 66%가 골절면에 작용하고 있다.

**Fig. 5-D.** Equivalent stress contour for fractured long bone model in bending moment in coronal plane toward the plate.



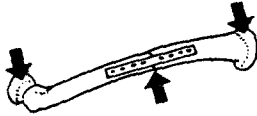
여러가지 하중이 작용할 때 골절모델의 나사에 미치는 전단력은 골편과 금속판 사이의 위치에서 높았는데, 특히 골절면에 가까운 나사(제 4, 5나사)와 양쪽 끝의 나사(제 1, 8나사)에서 더 높게 나타났다(Fig. 7).

## 고 찰

본 연구의 목적은 정상장골과 금속판으로 내고정한 골절장골에서 외력에 대한 부위별 응력 분포를 파악함에 있다.

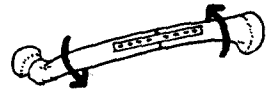
**Fig. 5-E.** Equivalent stress contour for fractured long bone model in bending moment in sagittal plane.

Bending  
 $M_x = 100\text{N/mm}$



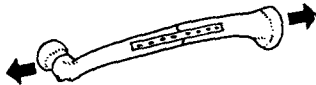
**Fig. 5-F.** Equivalent stress contour for fractured long bone model in torsional moment.

Torsion  
 $M_z = 100\text{N/mm}$



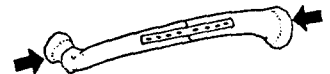
**Fig. 6-A.** Equivalent stress contour for fractured long bone model(bony portion only) in tensile force. The range of stress value is equivalent to that of intact model.

Tension  
 $F_z = -100\text{N}$



**Fig. 6-B.** Equivalent stress contour for fractured long bone model(bony portion only) in axial compressive force. The range of stress value is equivalent to that of intact model.

Compression  
 $F_z = 100\text{N}$

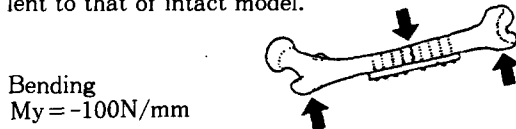


장골에서는 피질골과 해면골의 경계가 명확하지 않고 각각의 두께에 따라서 나타나는 응력에도 조금 차이가 있으며 개인과 나이에 따라서 차이가 다양한데, Rohlmann등은 1mm 정도의 차이는 피할 수 없다고 하였다<sup>20)</sup>. 본 연구에서는 연구결과의 오차를 줄일 목적으로, 단순하면서도 인체의 장골에 가장 가까운 연구 모델을 얻기 위하여, 성인의 대퇴골을 전산화 단층촬영해서 얻은 사진으로부터 3차원적 좌표

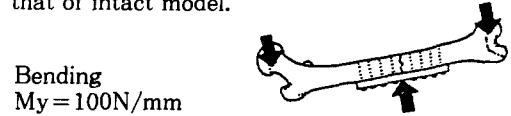
를 구해 대퇴골 전체에 대한 유한요소 모델을 만들었다.

장골골절을 해부학적 정복후 역학적가압금속 판으로 골편을 내고정하면 골편 사이에 300Kp의 압력이 작용하게 되나<sup>15)</sup>, 실제 임상에서 골절면이 평활한 횡상골절은 없으므로<sup>21)</sup>, 본 연구에서는 오차를 줄이기 위하여, 완전하게 해부학적 정복되어 간극이 없다고 간주되는 공학적 수치의 간극 0.0001mm상태 하에서 연구하

**Fig. 6-C.** Equivalent stress contour for fractured long bone model(bony portion only) in bending moment in coronal plane away from the plate. The range of stress value is equivalent to that of intact model.



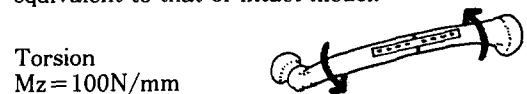
**Fig. 6-D.** Equivalent stress contour for fractured long bone model(bony portion only) in bending moment in coronal plane toward the plate. The range of stress value is equivalent to that of intact model.



**Fig. 6-E.** Equivalent stress contour for fractured long bone model(bony portion only) in bending moment in sagittal plane. The range of stress value is equivalent to that of intact model.



**Fig. 6-F.** Equivalent stress contour for fractured long bone model(bony portion only) in torsional moment. The range of stress value is equivalent to that of intact model.



였다. 또 나사의 지지력은 수술후 경과시일에 따라 다르며<sup>22)</sup>, 나사를 충분히 조이면 골편과 금속판 사이에 200Kp의 힘이 가해지고, 그 사이의 마찰력은 약 75Kp가 작용한다고 하였으나<sup>12)</sup>, 본 연구에서는 오차를 줄이기 위하여, 나


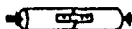




사와 골편이 함께 움직이고, 골편과 금속판 사이에는 상대변위가 있으나 마찰력은 무시한 상태에서 연구하였다.

골절장골을 금속판으로 내고정하면 골편은 압력을, 금속판은 장력을 주로 전달하며, 금속판은 굴곡력과 염전력에 대하여는 충분히 보호

하여 주지 못한다<sup>17)</sup>. 저자들은 이런 외력 즉 장력, 압력, 세방향의 굴곡력, 염전력등 6가지 하중을 가하는 경우에 대하여 연구하였다.

각 하중조건에서 나타나는 응력은 피질면에서 높았으며, 장력대·압력대와 같은 높은 응력대가 피질 양측에 종으로 형성되고, 그 사이에는 점차 낮아져서 가운데에 Carter의 무응력

**Table 3.** Maximum von-Mises stress for each case

Load case	Intact bone	Fractured bone*	Plate**
	2.830	5.240	42.34
	2.830	2.880	22.34
	0.1086	0.2870	0.7246
	0.1086	0.4880	2.7060
	0.1235	0.1920	1.2530
	0.1047	0.8800	6.5400

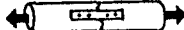
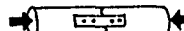
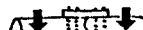

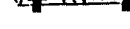
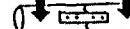
\* Fractured long bone fixed with plate and screws

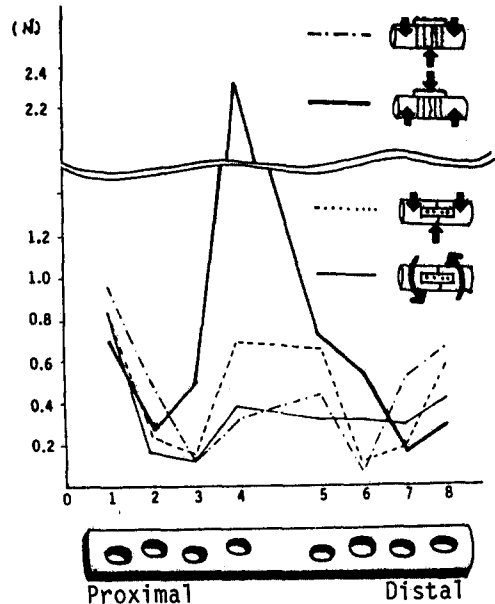
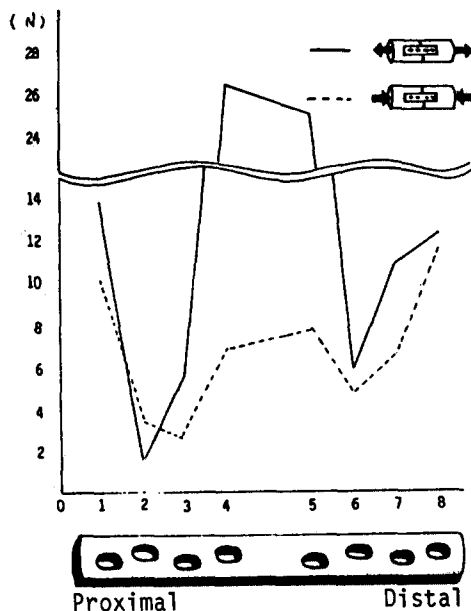
\*\* Plate fixed to the fractured long bone

대와 같은 매우 낮은 응력대가 종방향으로 피질면에 형성되었다<sup>2)</sup>. Cheal등<sup>4)</sup>에 의하면 종방향의 하중에서 높은 응력이 관찰된다고 하였으며, 본 연구모델에서도 압력과 장력에서 높게 나타났다.

골절모델에서 골편에 나타난 응력은 금속판

**Table 4.** Fracture site status

Load case	Gap force	Maximum von-Mises stress
	0.0(N)	0.274(N/mm <sup>2</sup> )
	66.22	1.856
	4.53	0.067
	0.0	0.021
	0.72	0.073
	1.16	0.057



**Fig. 7.** Shearing force in each screw. Shear forces are higher at the near and end screws from the fracture site.

에 비하여 훨씬 낮았으나, 금속판을 대지 않은 근위 및 원위의 피질에 나타난 응력은 정상모델의 응력치와 거의 비슷하였으며, 금속판을 댄 부분에서는 응력양상이 다르게 나타났다. 즉, 금속판을 댄 부위의 피질에는 정상모델에 비하여 상당응력이 조금 낮았으나, 나사삽입부위는 오히려 훨씬 높게 나타났는데, 이는 금속판과 나사의 강성이 장골의 강성보다 크고, 장골에 가해진 외력의 전체 도는 일부가 나사로 고정된 금속판을 거쳐서 다시 나사를 통하여 장골로 전달되기 때문이다. Berme에 의하면 각각의 나사 사이에 있는 골편부위에서는 하중이 서로 비슷하게 작용한다고 하였으나<sup>1)</sup>, 본 연구모델에서는 골절면에 가까울수록 조금씩 적은 응력이 관찰되었다. 골절부와 그 인접부위의 응력은 정상모델에 비해서 현저히 감소하여, 장력과 압력에서 8배, 굴곡력 5배, 염전력에서 9배정도 감소하였다. 이는 금속판이 응력보호 역할을 한다는 보고<sup>3,5~7,9,16)</sup>와는 일치하였으나, 압력의 경우에 금속판과 접촉된 피질에서는 75%가 감소하고 반대측 피질에는 1.5배의 응력이 나타난다는 보고<sup>21)</sup>와는 달리 골절면 주변의 피질 전체에서 전반적으로 감소되었고, 이는 Cheal<sup>5)</sup>의 보고와 유사한 결과였다.

한편 금속판에 나타나는 상당응력은 종방향의 하중인 장력과 압력에서 높았다. 압력의 경우에는 골절부를 통하여 압력의 일부가 전달되므로 금속판의 응력이 장력인 경우에서 보다는 적게 나타났다. 굴곡력의 경우에는 금속판 반대방향의 굴곡력과 금속판 및 나사에 직각인 방향의 굴곡력에서는 하중의 일부가 골절면을 통하여 전달되지만, 금속판방향의 굴곡력에서는 하중이 금속판을 통해서만 전달되므로 다른 굴곡력에서보다 더 높은 응력이 금속판에서 관찰되었다. Perren<sup>17)</sup>에 의하면 사지골절 수술후 금속판만으로는 기능상 하중을 견디지 못하므로, 골편이 해부학적으로 정복되어 있지 않으면 금속판에 피로골절이 발생하게 된다. 본 연구에서도 모든 하중조건에서 금속판에 나타난 응력은 골편부분에 나타난 응력보다 훨씬 높았고, 정상모델과 비교하여서도 훨씬 높은 응력이 관찰되었으며, 특히 골절면에 인접한 중앙의 4개 나사의 사잇부분에서 더 높은 응력이 관찰되었다.

Rybicki등은 압력의 80%가 골편을 통하여 전달된다고 하였으나<sup>21)</sup>, 본 연구에서는 66%가 골절면을 통하여 전달되었는데, 이는 본 연구

모델에서 금속판고정시에 골편간 가압이 없이 단순한 해부학적 정복상태로 연구한 때문인 것으로 사료된다.

Cheal등<sup>4)</sup>에 의하면, 나사는 골편과 금속판 사잇 부분에서 최대하중을 받으며, 골절간극이 존재할 경우에는 골절면에 인접한 나사에 하중이 매우 높아져서 골절치유 초기에 조기 체중부하를 허용하면 이 나사가 쉽게 부러지고; 골절부에서 강성이 회복된 뒤에는 가장 바깥에 있는 나사가 대부분의 하중을 전달하므로 골유합 후에도 금속판을 장기간 내고정 상태로 둘 경우에는 댄 끝의 나사가 잘 부러진다고 하였다. 본 연구모델에서도 나사에 미치는 전단력은 골편과 금속판 사이의 위치에서 높게 나타났고, 특히 골절부에 인접한 나사와 양쪽 끝의 나사에서 더 높았는데, 장력과 금속판 반대방향의 굴곡력에서는 골절부에 인접한 나사에서, 기타의 하중조건에서는 양쪽 끝에 위치한 나사에서 더 높은 전단력이 관찰되었다. Comte등도 이와 유사한 결과를 보고하였다<sup>8,11)</sup>.

## 요 약

저자들은 컴퓨터를 이용하여 정상장골과 금속판내고정 골절장골의 유한요소모델을 만들어서, 여기에 100N 또는 100N·mm의 여러가지 외력을 가하여 이를 3차원 유한요소해석함으로써, 각 하중에 따른 부위별 응력과 힘을 구하여 비교 고찰하고 다음과 같은 사항을 관찰하였다.

1. 정상모델에 여러가지 외력을 가하면 높고 낮은 응력이 종방향으로 비교적 고르게 분포되었다.
2. 골절모델의 경우 정상모델에 비하여 더 높은 응력이 관찰되었으며, 응력의 증가율은 염전력에서 가장 높았다.
3. 골절모델에서는 골편에 비하여 금속판에 훨씬 높은 응력이 나타났다.
4. 금속판에 나타난 응력은 골절면에 가까운 중앙 부분에서 더 높게 관찰되었다.
5. 금속판과 나사머리의 접촉부에는 매우 높은 응력이 관찰되었다.
6. 정상모델에 비하여 골절모델의 골편에 나타난 응력은 골절부에 가까울수록 매우 낮으나, 나사삽입부위는 훨씬 높게 나타났다.
7. 압력의 66%가 골절부를 통하여 전달되었다.



8. 굴곡력인 경우에는 금속판 방향으로 굴곡시킬 때 골편과 금속판에 더 높은 응력이 관찰되었다.

9. 나사에 미치는 전단력은 골절부에 인접한 나사와 양쪽 끝의 나사에서 더 높게 나타났다.

## REFERENCES

- 1) Berme, M. and Cappozzo, A.: *In vitro, initial load distribution between screws in internal fixation plates. Proceedings of fourth Meeting of the European Society of Biomechanics, 1985.*
- 2) Carter, D.R. and Vasu, R.: *Plate and bone stresses for single and double-plated femoral fractures. J. Biomech., 14: 55-62, 1981.*
- 3) Carter, D.R., Vasu, R., Spengler, D.M. and Dueland, R.T.: *Stress fields in the unplated and plated canine femur calculated from in vivo strain measurements. J. Biomech., 14: 63-70, 1980.*
- 4) Cheal, E.J., Hayes, W.C., White III, A.A. and Perren, S.M.: *Stress analysis of a simplified compression plate fixation system for fractured bone. J. Biomech., 17: 845, 1983.*
- 5) Cheal, E.J., Mayes, W.C., White III, A.A. and Perren, S.M.: *Stress analysis of compression plate fixation and its effects on long bone remodeling. J. Biomech., 18: 141-150, 1985.*
- 6) Claes, L.: *Stress analysis in fracture stabilization with bone plates using the finite element method. Proceedings of fourth Meeting of the European Society of Biomechanics, 1985.*
- 7) Cochran, G.V.B.: *A Primer of Orthopaedic Biomechanics, pp 96-127, Churchill Livingstone, New York, 1982.*
- 8) Comte, P. and Straumann, F.: *Influence of unoccupied holes on the fatigue behaviour of bone fixation plates. Proceedings of fourth Meeting of the European Society of Biomechanics, 1985.*
- 9) Digioia III, A.M., Cheal, E.J. and Hayes, W.C.: *Three dimensional strain fields in a uni-form osteotomy gap. J. Biomech. Engng., 108: 273, 1986.*
- 10) Gibson, L.J.: *The mechanical behaviour of cancellous bone. J. Biomech., 18: 317-328, 1985.*
- 11) Laurence, M., Freeman, M.A.R. and Swanson, S.A.V.: *Engineering considerations in the internal fixation of the tibial shaft. J. Bone Joint Surg., 51-B: 754-768, 1969.*
- 12) Hayes, W.C. and Perren, S.M.: *Plate-bone friction in the compression fixation of fractures. Clin. Orthop., 89: 236-240, 1972.*
- 13) Huiskes, R.: *A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: The first decade. J. Biomech., 16: 385-409, 1983.*
- 14) Katz, J.L. and Meunier, A.: *The elastic anisotropy of bone. J. Biomech., 20: 1063-1070, 1987.*
- 15) Muller, M.E., Allgower, M., Schneider, R. and Willenegger, M.: *Manual of internal fixation. 2nd ed. pp 28-105, Berlin Heidelberg, New York, Springer-Verlag, 1986.*
- 16) O'Sullivan, M.E., Chao, E.Y.S. and Kelly, P.J.: *The effects of fixation on fracture healing: Current concepts review. J. Bone Joint Surg., 71-A: 306, 1989.*
- 17) Perren, S.M.: *The biomechanics and biology of internal fixation using plate and nails. Orthopedics, 12: 21-34, 1988.*
- 18) Reilly, D.T. and Burstein, A.H.: *The mechanical properties of cortical bone. J. Bone Joint Surg., 56-A: 1001-1022, 1974.*
- 19) Reilly, D.T. and Burstein, A.H.: *The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. J. Biomech., 8: 393-405, 1975.*
- 20) Rohlmann, A., Bergmann, G. and Koelbel, R.: *The relevance of stress computation in the femur with and without endoprosthesis. Finite Elements in Biomechanics (Edited by Gallagher, R.H., et. al.) p361-377. John Wiley, New York, 1982.*
- 21) Rybicki, E.F., Simonen, F.A. and Weiss, E.B.: *Mathematical and experimental studies on the mechanics of plated transverse fracture. J. Biomech., 7: 377-384, 1974.*
- 22) Schatzker, J., Sanderson, R. and Murnaghan, J.P.: *The holding power of orthopedic screws in vivo. Clin. Orthop., 108: 115-126, 1975.*