

### 3차원 유한 요소법을 이용한 골절판의 응력 해석

김 현수, 권 영수  
동아대학교 기계공학과, 동아대학교 전기공학과

## Numerical Stress Analysis of bone plate System using 3-dimensional finite element method

Hyun-Su Kim  
Dept. of Mechanical Eng., Dong A Univ.

Young-Soo Kwon  
Dept. of Electrical Eng., Dong A Univ.

#### Abstract

Conventional compression bone fracture plates sometimes cause osteoporosis under the plate due to their high rigidity which in turn transfer physiological load mostly through the plates and screws. In order to prevent the osteopenia we have designed a system which have a viscoelastic washer between plate and screw head. The washer is made of a biocompatible ploymer (untra high molecular weight polyethylene, UHMWPE). Three-dimensional finite element meshes of the human femur with the conventional and new concept bone plate are generated and the comparative stress analyses are performed with static half-stance loading condition. The results of analyses showed that could reduce the stress shielding effect compared with the conventional plate.

#### 1. 서론

일반적으로 재래의 골절판의 장점은 부러진 뼈의 안정된 연결을 도모하고, 빠른 기간 내에 활동을 가능하게 한다고 말할 수 있다. 따라서 견고한 골절판은 부러진 뼈를 제대로 잡아주며, 초기 치유단계인 뼈 접합에 큰 도움을 준다. 그러나 치유가 점차로 진행됨에 따라, 견고한 골절판으로 인하여 뼈로 전달되는 응력의 감소로 심각한 뼈의 손실(osteopenia)을 초래한다. 그리하여 약해진 뼈의 재파괴 가능성도 있는 것이다.(1)

많은 학자들은 이 문제의 큰 원인을 응력의 대부분이 뼈가 아닌 골절판을 통해 전달됨으로써 뼈가 약해진다고 하였다.(2-3) 그리고 다른 한 가능성으로서, 골절판이 뼈의 혈액순환을 어렵게 한다는 의견도 있다.(4)

이러한 뼈의 손실 문제를 해결하기 위하여 새로이 개발되는 골절판은 다음과 같은 특성을 지니도록 요구된다.

첫째, 초기 치유단계에서는 부러진 뼈를 견고하게 잡아 주어 뼈 접합을 도와주고, 둘째로는 어느 정도 시간이 흐르면 활동하중이 골절판보다 접합된 뼈로 많이 전달되어 뼈 세포를 튼튼하게 하여야 한다는 것이다.

본 연구에서 소개되는 골절판은 활동하중을 뼈로 좀 더 많이 전달시키기 위해, 골절판 나사 구멍 주위로 점탄성 재료인 Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE)을 와셔 형태로 하여 끼운 것이다.(5)(Figure 1) 또한, 좀 더 실질적이며 세밀한, 골절판이 부착된 인체 대퇴골의 3차원 유한요소 모델을 제작하고, 이를 근거로 하여 응력해석을 시도하여 재래의 골절판과 본 연구에서 소개된 골절판의 응력차폐에 대한 비교 응력해석을 행하였다.

#### 2. 3차원 유한요소 모델링

보다 실제에 가까운 3차원 유한요소 모델을 그 특성에 따라 다음 5가지로 제작하였다.

- (1) 골절판이 붙지 않은 대퇴골 모델 (IF) : 응력해석에 있어 기준치를 구하기위함.
- (2) 재래의 골절판이 부착된 대퇴골 모델 : 골절판과 뼈의 접촉부를 연속된 것과 불연속된 것으로 보아 다시 두가지 모델로 만들.
  - (가)연속 모델 (CCV)
  - (나)불연속 모델 (OCV)
- (3)신 개발 골절판이 부착된 대퇴골 모델 :
  - (가)연속 모델 (CNEW)
  - (나)불연속 모델 (ONEW)

이상 완성된 5가지 유한요소 모델의 형상과 질점 및 요소의 수를 Figure 2와 Table 1에 나타내었다.

한편, 유한요소 모델을 이루는 cortical bone의 기계적 성질은 Ashman의 실험 data(6)를 사용하였다. 그리고 cancellous bone, 골절판 및 washer의 기계적 성질은 모두

등방성으로 가정하여, 유한요소 모델을 이루는 모든 재료의 기계적 성질을 Table 2에 표시하였다.

경계조건으로는 데피골의 아래부분(무릎쪽)을 완전 고정된 지지대로 가정하였다. 하중조건으로는 사람이 천천히 걸을 경우를 가정하여, Mcleish and Clarnley(7)의 해석 결과를 적용하였다.

### 3. 결과 및 검토

앞에서 구한 3차원 유한요소 모델에 재료의 기계적 성질, 경계조건 및 하중조건을 부여한 후, Computer simulation을 거쳐 뼈에 발생하는 응력결과를 구하였다. 응력해석을 정량적으로 분석하기 위하여 stress shielding ratio를 다음과 같이 정의하였다.

stress shielding ratio =

$$\frac{S_{int} - S_{imp}}{S_{int}}$$

여기서,  $S_{int}$  : 골절판이 붙지 않은 경우의 뼈의 응력

$S_{imp}$  : 골절판이 부착된 경우의 뼈의 응력

또한 응력 data를 구하기 위하여 Figure 3와 같이 6군데를 선택하였고, 그들의 평균 퍼센트를 계산하여 비교한 결과를 Table 3 및 4에 나타내었다.

본 연구에 소개된 신 개발 골절판의 효율성을 재래의 골절판과 비교 검토하기 위하여, Von Mises 응력을 lateral side 및 medial side에 대하여 각각 plot하여 Figure 4와 5에 표시하였다.

그림4 및 5에서, 골절판이 부착된 부위에 발생하는 뼈의 응력이 골절판이 붙지 않은 경우에 비해 현저히 작음을 알 수 있어, stress shielding 현상을 확인할 수 있다. 골절판이 붙지 않은 부분에 대해서는 예상되는 바와 같이 응력 상태가 거의 같음을 볼 수 있다.

또한, 신 개발 골절판의 경우가 재래의 골절판 경우에 비해 골절판 부위의 뼈에 대한 stress shielding 현상이 약화됨을 알 수 있고, 이 현상은 non-contact 모델인 경우가 contact 모델 경우보다 더 현저함을 알 수 있다. medial side에 대해서도 lateral side와 같은 경향을 보이고 있다.

골절판이 부착된 부위에 대해, stress shielding ratio를 각 모델별로 살펴 보면, 연속 모델중 재래 골절판이 부착된 경우 (CCV 모델) 평균 89.9%이고, 신 골절판이 부착된 경우 (CNEW 모델)는 85.6%이었다.

한편, 불연속 모델인 경우 재래 골절판 모델 (OCV)은 88.4%, 신 골절판 모델 (ONEW)은 62.6%이었다.

따라서, 연속 및 불연속 모델 모두 신 개발 골절판을 부착하였을 시, stress shielding ratio가 줄어들음 알 수 있다. 이것은 신 골절판인 경우가 재래의 골절판보다 같은 하중조건에서 뼈로 더 많은 하중을 전달함을 의미한다.

같은 종류의 골절판을 부착한 연속 및 불연속 모델에 대해 살펴보면, 불연속 모델인 경우가 연속 모델의 경우 보다 stress shielding ratio가 더 작은 경향을 보인다.

실제로 골절판과 뼈의 접촉면은 마찰력이 존재하므로, 완전 연속과 불연속의 두 경계에 속한다고 볼 수 있다. 이 상황을 역학적으로 직접 해석하기가 용이하지 않아 본 연구에서는 연속 및 불연속 모델 두가지를 제작하여 실제 상황을 이 두 경계 속에 놓고자 한 것이다. 따라서, 연속 모델인 경우는 뼈와 골절판이 한 몸처럼 부착된 것으로 본 것임으로, 실제보다 골절판이 부착된 뼈의 굽힘 강도를 크게 산정하는 경향이 있다.

그러나, 불연속 모델에서는 단지 나사만을 통하여 하중 전달이 이루어지므로, 하중전달이 다소 완만하여 접촉부위의 뼈에 좀 더 많은 응력을 발생하게 하여 앞의 경향을 나타내는 것으로 유추된다.

골절판에 의하여 발생하는 stress shielding 현상을 좀 더 세밀히 검토하기 위하여, 골절판의 가운데 부분을 통과하는 단면(#16)에 대한 수직 응력 분포를 생각하였다. 골절판이 없는 경우의 응력 상태를 기준으로 하여 이것을 Figure 6-a에 나타내었다. 골절판을 부착하게 되면, 증립축이 거의 중간 지점에서, 회전하여 골절판 쪽으로 현저히 이동하는 경향을 알 수 있다. (Figure 6-b~e) 이렇게 이동함으로써 골절판이 부착된 부위의 뼈 응력이 감소하게 된다.

그러나, 신 개발 골절판을 부착하면 증립축의 이동이 재래식 골절판의 경우보다는 골절판 쪽으로 덜 이동하여, 접촉 부위의 뼈에 좀 더 큰 응력을 발생케 함을 알 수 있다.

본 연구는 half-stance loading에 대해 단지 static 상태로서 stress shielding을 살펴보았지만, washer의 재질 특성이 응력차폐를 완화시키는 중요한 역할을 한다고 유추된다. 또한, 신 개발 골절판의 또 하나의 장점으로 들 수 있는 것은 와셔가 골절판과 나사머리의 직접적인 접촉을 방지함으로써 fretting 부식현상을 막을 수 있다는 것이다.

### 4. 결론

3차원 유한요소법에 의한 해석 결과는 다음과 같이 요약된다.

- 1) 4가지 유한 요소 모델(CCV, CNEW, OCV, ONEW)에 대하여, lateral side의 응력 전달율(stress transfer ratio)은 10.1%~37.4%, medial side에서는 86.5%~97.2%의 범위의 값을 갖는다.

- 2) lateral side에서의 stress shielding은 신 골절판을 사용함으로써 연속 모델에서는 약 4.8x, 불연속 모델에서는 약 29x의 감소를 보였다.
- 3) 불연속 모델에서 lateral side에 대한 stress shielding은 제리의 골절판인 경우 1.67x, 신 골절판인 경우 26.7x의 감소를 보였다.

### 참고문헌

- (1) Hidaka, S. and Gustilo, R.O. " Refracture of bones of the forearm after plate removal " J. Bone Jt. Surg., 66-A, 1984, pp. 1241-1243.
- (2) Uthoff, H.K. and Dubuc, F.L. " Bone structure changes in the dog under rigid internal fixation " Clin. Orthop. & Relat. Res., 81, 1971, pp. 165-170.
- (3) Akeson, W.H., Woo, S.L-Y, Rutherford, L., Coutts, R.C., Gonsalves, M. and Amiel, D. " The effects of rigidity of internal fixation plates on long bone remodeling " Acta Orthop. Scand., 47, 1976, pp. 241-249.
- (4) Gunst, M.A. " Interference with bone blood supply through plating of intact bone " in Current concepts of internal fixation of fracture, Uthoff, H.K., (ed), Berlin, Springer Verlag, 1980, pp. 268-276.
- (5) Park, J.B., Kou, R.F., Rim, K. and Choi, W.W. " Bone fracture plates based on a new concept : preliminary in vivo results " 13th Ann. Meeting, Society for Biomaterials, New York, NY, June, 1987.
- (6) Ashman, R.B., Cowin, S.C., Van Buskirt, W.C. and Rice, J.C. " A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone " J. Biomech., 5, 1984, pp. 349-361.
- (7) Mcleish, R.D. and Chatnley, J. " Abduction forces in the one-legged stance " J. Biomech., 3, 19710, pp. 191-209.

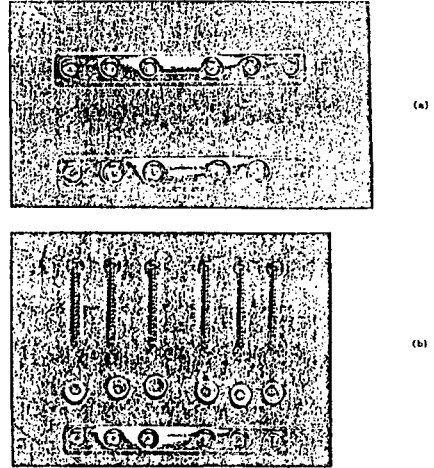


Figure 1 Conventional and new concept bone plate  
 (a) top : conventional bone plate ( Zimmer : 2362-06 ) bottom : new concept bone plate  
 (b) parts of new concept bone plate ( bone screw, UHMWPE washer and bone plate from top )

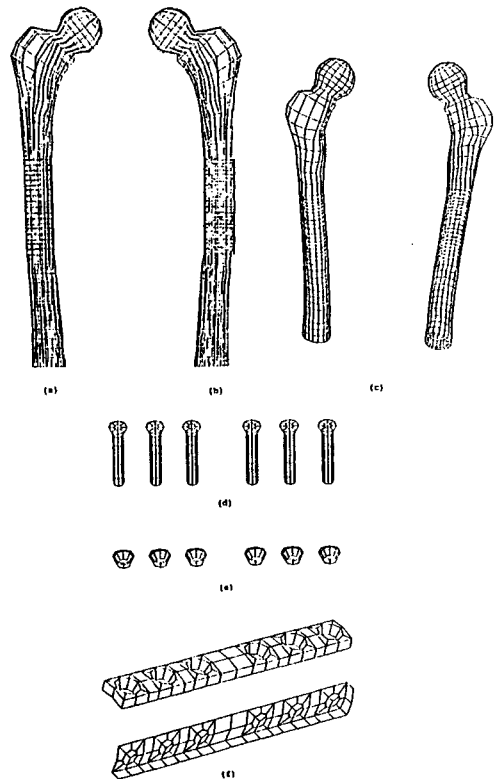


Figure 2 The finite element models :  
 (a) intact femur (b) implanted femur (c) femur  
 (d) bone screw (e) UHMWPE washer  
 (f) bone plate (oblique view)

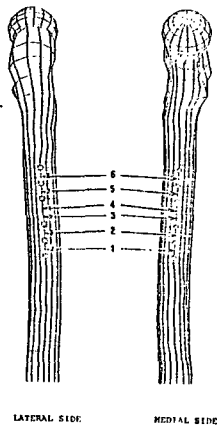


Figure 3 The six locations where stresses are selected

Legend  
 • INTACT BONE  
 - - - CONTACT MODEL  
 - - - NON-CONTACT MODEL

LATERAL SIDE  
 CONVENTIONAL B.P.      NEW CONCEPT B.P.

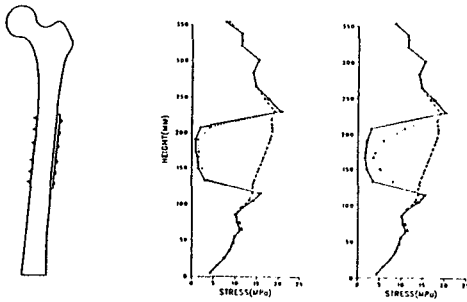


Figure 4 Von Mises stress of the lateral side for contact and non-contact model

MEDIAL SIDE  
 CONVENTIONAL B.P.      NEW CONCEPT B.P.

Legend  
 • INTACT BONE  
 - - - CONTACT MODEL  
 - - - NON-CONTACT MODEL

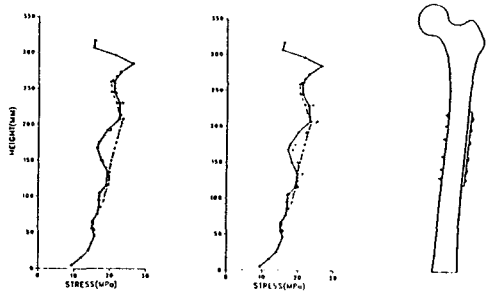


Figure 5 Von Mises stress of the medial side for contact and non-contact model

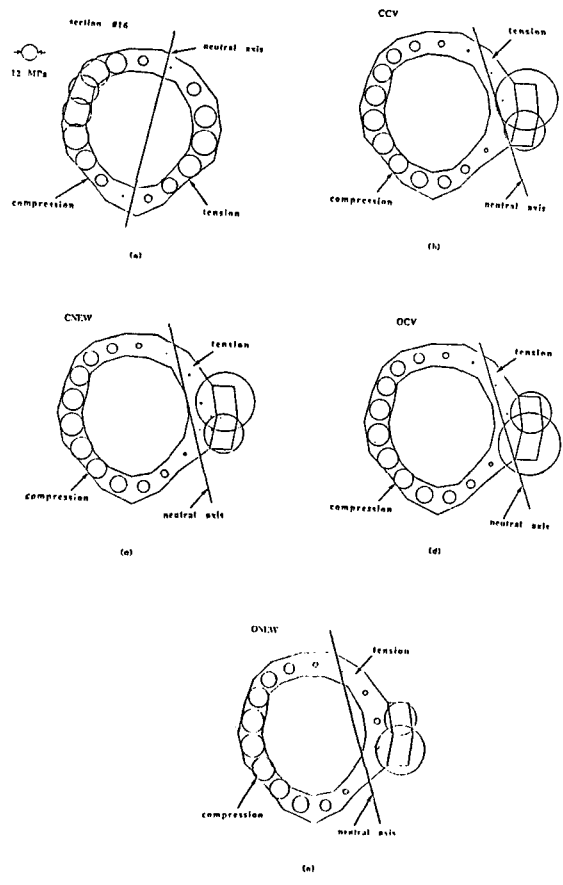


Figure 6 The longitudinal stress of section #16 :  
 (a) intact bone (b) CCV model (c) CNEW model  
 (d) OCV model (e) ONEW model

Table 1. The number of nodes and elements of the finite element models

Model	Nodes	Elements
I.F	1453	752
CCV	2224	1196
CNEW	2224	1196
OCV	2323	1196
ONEW	2323	1196

where I.F : intact femur model

CCV : contact model with conventional B.P.

CNEW : contact model with new concept B.P.

OCV : non-contact model with conventional B.P.

ONEW : non-contact model with new concept B.P.

Table 4. The average stress transfer and shielding ratio of each model for the medial side (unit : %)

Location	Model			
	No.	CCV	CNEW	OCV
#1	97.88	100.30	100.97	106.91
#2	85.92	89.14	88.08	96.81
#3	76.71	80.25	77.18	86.32
#4	77.69	81.33	78.51	88.09
#5	85.01	88.30	88.62	98.06
#6	96.00	98.58	100.84	107.17
Stress Transfer	86.50	89.65	89.00	97.20
Stress Shielding	13.50	10.35	11.00	2.80

Table 2. The material properties

	Cortical bone		Cancellous bone	UHMWPE	Plate & Screw
Young's modulus (GPa)	E <sub>1</sub>	11.5	0.325	1.24	200
	E <sub>2</sub>	11.5			
	E <sub>3</sub>	17.0			
Poisson's ratio	V <sub>12</sub>	0.3	0.29	0.3	0.3
	V <sub>13</sub>	0.35			
	V <sub>23</sub>	0.35			

The subscripts :

1 : Radial direction

2 : Circumferential direction

3 : Longitudinal direction

Table 3. The average stress transfer and shielding ratio of each model for the lateral side (unit : %)

Location	Model			
	No.	CCV	CNEW	OCV
#1	21.48	24.25	26.43	56.00
#2	9.93	13.36	15.75	32.69
#3	8.37	9.91	9.68	21.19
#4	5.49	10.51	9.51	23.65
#5	4.74	11.70	8.16	32.73
#6	10.81	16.65	22.86	57.98
Stress Transfer	10.10	14.40	11.60	37.40
Stress Shielding	89.90	85.60	88.40	62.60