

잠김 압박 금속판을 이용한 경골 근위부 분쇄 골절 치료의 생체역학적 평가

Biomechanical Evaluation of Locking Compression Plate System for the Surgical Management of Comminuted Proximal Tibia Fracture

*조명래¹, 오종건², #이성재¹

*M. L. Jo¹, J. K. Oh², #S. J. Lee¹ (sjl@bse.inje.ac.kr)

¹인제대학교 의용공학과, ²고려대학교 의과대학 정형외과

Key words : LCP, finite element analysis, FEA, proximal tibia, comminuted fracture

1. 서론

경골 근위부 분쇄골절(communited fracture)의 수술적 치료에 있어 골 파편을 모두 고정하기에는 기술적 어려움이 따르며 침습적 수술방법으로 인해 골 주변조직의 과도한 손상을 유발할 수도 있다[1]. 이를 극복하기 위해 잠김 압박 금속판(locking compression plate, LCP)을 이용하여 bridge length를 두고 고정함으로써 자연스러운 가골(callus)의 형성을 통해 이차적 골 치유(secondary fracture healing)를 유도할 수 있다[2]. LCP는 골과 금속판 간의 마찰력이 아닌 금속판의 hole과 screw head 나사산의 결합을 통해 보다 강한 고정력을 가지도록 개발되어 골절 치유시 가골을 재생하는 골막(perioseum)의 손상을 최소화한다[3].

골절 부위의 적절한 자극은 LCP 시술 후 빠른 이차적 골 치유를 위해서 필요하다. 이를 위해서는 적절한 하중을 부여(weight bearing)하여 골절 계면간의 micro motion이 생성되어야 한다[4]. 하지만 시술 부위에 충분한 구조적 안정성을 가지지 못한 상태에서 하중을 부여 할 경우 골절 부위의 과도한 motion으로 인해 골 유합이 지연될 수도 있다[4]. 따라서 본 연구에서는 유한요소 해석(finite element analysis, FEA)을 통해 경골 근위부의 분쇄골절에 시술된 LCP가 충분한 구조적 안정성을 가지는지 생체역학적 평가를 하였다. 또한 결과의 신뢰성을 위해서 체내 경골에 대한 역학적 환경 및 골절 후 callus의 형성 과정도 고려하였다.

2. 재료 및 방법

2.1 유한요소 시술 모델 구축

한국 성인의 좌측 경골(left tibia)을 1mm 간격으로 컴퓨터 단층 촬영(Computerized Tomography) 후 MIMICS(Materialise, Belgium)를 통해 시술 전 모델을 완성하였다. 경골 근위부 분쇄골절용 LCP(LCP_PLT, Synthes, Switzerland) 및 bone screw 모델은 3D scanning을 통해 구축하였다. 분쇄골절은 AO classifications 41A3[5]에 따라 경골 근위부에 길이 3.5cm의 골절 면이 수평한 결손부위로 가정하였다. 그리고 경골 외측(lateral)에 LCP와 bone screw를 고정하여 시술 모델을 완성하였다(Fig. 1).

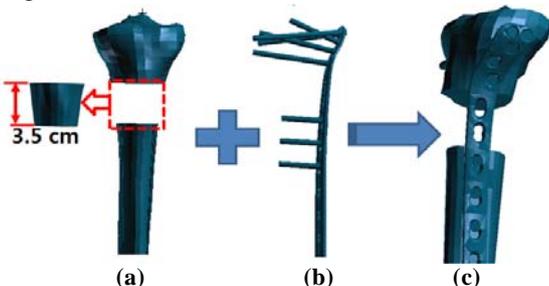


Fig. 1 Construction of a surgical FE model : (a) Pre-op model with a 3.5cm defect, (b) LCP & bone screws, (c) Post-op model

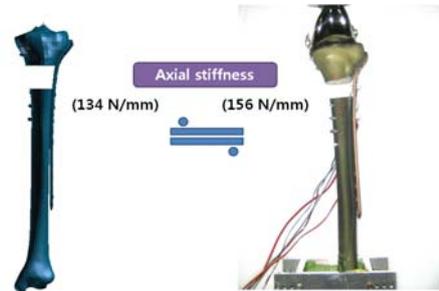
시술 모델은 263,414 개의 hexahedral element와 tetrahedral element로 mesh하였다. 경골에는 치밀골(cortical bone)과 해면골(cancellous bone)의 물성치를, LCP와 bone screw에는 티타늄

합금(Ti-6Al-7Nb)의 물성치를 각각 부여하였다(Table 1). 전처리 프로그램은 MSC. Patran 2006(MSC Software, USA)을 이용하였다.

Table 1 Mechanical property of FE models

	Elastic modulus		Poisson's ratio
LCP & bone screw	110 GPa		0.3
Tibia model	Cortical bone	Cancellous bone	0.33
	17GPa	700MPa	

유한요소 시술 모델 검증은 Fig. 2와 같이 실험 모델의 선형구간 내 axial stiffness와 LCP의 strain을 비교하였다[6]. 이 때의 실험 모델은 composite synthetic tibia(Sawbone, USA)로 제작하였고, 수직 방향의 압축하중은 MTS 858 bionix(MTS System corp., USA)로 인가하였다. Strain은 LCP의 각 hole 주변부에서 Strain Measurement System (AL1600, USA)을 이용하여 측정하였다.



(a) Finite element(FE) model (b) Mechanical experiment
Fig. 2 FE model and mechanical experiment for model validation

2.2 하중 및 경계조건

하중 조건은 700 N의 체중을 가진 사람이 두발로 지면에 서있는 상황(bilateral stance phase)을 가정하였다. 따라서 경골 평탄부에 826 N(내측_medial: 500 N, 외측_lateral: 326 N)의 압축하중을 부여하였다[7]. 골과 bone screw, bone screw와 LCP사이의 thread를 통해 결합됨을 고려하여 tied contact을 부여하였고 경골 원위부를 x, y, z 방향으로 구속하였다(Fig. 3_a).

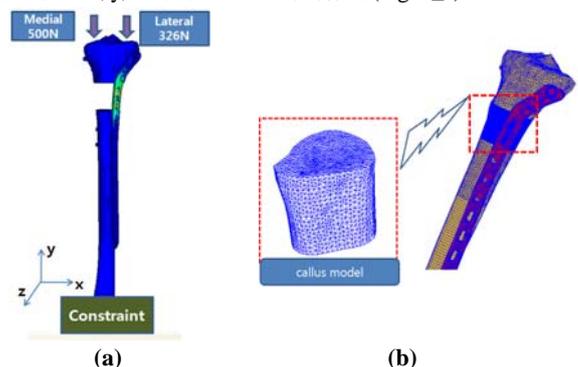


Fig. 3 (a) Load & boundary conditions (b) Callus model in defect region

2.3 골절 치유과정에 따른 LCP의 구조적 안정성 분석

이차적 골 치유는 염증, 회복, 치유 단계(inflammatory, reparative, and remodeling phases)를 거쳐 진행된다. 이 때 callus는 회복단계에서 형성되어 마지막 치유 단계를 통해 완전한 골로 대체된다[8]. 본 연구에서는 시술 직후부터 4주 간격으로 16주까지의 회복 단계와 치유가 완료된 상황을 고려하였다. Callus의 기계적 물성치는 Gardner 등의 연구[9]를 토대로 bone maturation 정도에 따라 부여하였다(Table 2). 분쇄 골절에 의한 복잡한 callus의 형태는 경골 근위부 골 형태로 간략화 하였다(Fig. 3_b).

Table 2 Changes in callus after surgery [9]

Post-op stage	Tissue type	Young's modulus(MPa)
Immediately after surgery	Haematoma	-
4weeks	Soft fibrocartilage tissue	7.6
8weeks	Callus, 25% maturation	700
12weeks	Callus, 40% maturation	2,000
16weeks	Callus, 60% maturation	5,000
Complete healing (*CH)	Cortical bone, 38%	17,000
	Cancellous bone, 62%	700

* Poisson's ratio = 0.33 *

유한요소 해석은 범용 프로그램 Abaqus 6.8(Simulia, USA)을 이용하여 선형해석(linear analysis)을 수행하였다. 그리고 LCP의 구조적 안정성 및 LCP와 bone screw의 소성 변형 예측을 위해 골절 면 사이의 axial strain과 임플란트의 최대등가응력(peak von Mises stress, PVMS)을 분석하였다.

3. 결과

전체적으로 치유기간이 경과 될 수록 골절면 간의 strain과 임플란트의 PVMS 값은 감소하는 경향을 보였다. 시술 직후의 모델에서 골절 면 간의 strain은 40%, LCP와 bone screw의 PVMS는 2099 MPa, 1576 MPa로 예측되었고, 시술 후 4주 후의 모델은 각각 18%와 905, 650 MPa, 그리고 시술 후 8주 후에서는 0.9%, 35, 66 MPa이었다. 시술 후 12주와 16주의 모델에서는 0.6%, 20, 32 MPa과 0.5%, 12, 22 MPa로 나타났다. 골절 치유 완료 모델의 LCP와 bone screw의 등가응력은 각각 10, 22 MPa이었다(Fig. 3 and 4).

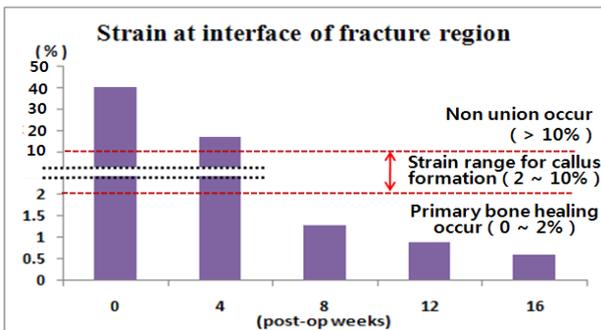


Fig. 3 Strain at interface of fracture region with strain field

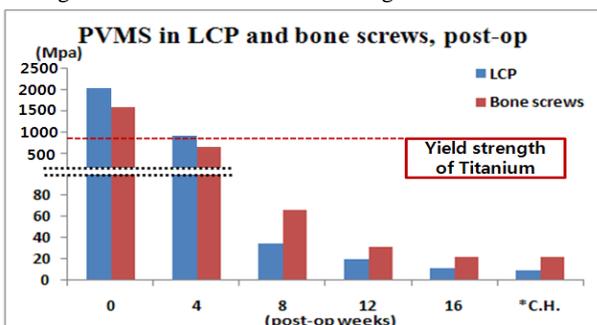


Fig. 4 PVMS in LCP and bone screws with yield strength of Titanium

4. 고찰

본 연구에서는 경골 근위부 분쇄 골절의 이차적 골 치유를 위해 개발된 LCP의 구조적 안정성을 유한요소 해석 방법으로 평가하고자 하였다. 유한요소 시술 모델은 실험을 통해 검증하였다. 해석결과와 신뢰성을 높이기 위해 시술 모델에 체내 경골의 역학적 환경 및 callus의 형성과정을 부여하였다. 해석 결과 전체적으로 callus의 기계적 강도가 강화됨에 따라 시술모델의 안정성이 높아지는 경향을 보였다. 먼저 시술한 직후부터 4주 후까지는 bilateral stance에 해당하는 하중이 경골에 인가되었을 경우 LCP와 bone screw에 티타늄 합금의 항복강도인 800 MPa를 넘어서는 PVMS 값이 계산되어 임플란트의 소성변형이 일어날 수 있음을 예측할 수 있었다(Fig. 3). 모델의 골절면 사이의 strain도 각각 40%와 18%로 계산되었고, 골절 시 callus를 형성하는 골 계면 간의 적절한 strain 값인 2%에서 10% 범위 [10] 이상임을 확인할 수 있었다(Fig. 4). 하지만 시술 8주 후부터는 callus의 기계적 물성치가 강화 됨에 따라 LCP와 bone screw의 PVMS는 티타늄 항복강도의 10%미만으로 감소되고 분쇄 골절 부위의 strain도 2% 미만으로 계산되었다(Fig. 3 and 4). 따라서 시술 후 8주 이후로는 bilateral stance의 하중 하에서는 LCP가 구조적 안정성을 가질 것으로 예측된다. 하지만 경골 근위부 분쇄 골절 치유기간 bilateral stance 외 다양한 하중에 노출 될 수 있으므로 이를 고려한 추가적 연구가 필요할 것으로 사료된다.

5. 결론

유한요소 해석결과 경골 근위부 분쇄 골절에 시술된 LCP는 bilateral stance의 생리학적 하중 하에서 시술 8주 이후부터 골 유합을 보장하는 구조적 안정성을 가질 것으로 예측된다.

후기

본 연구는 산업자원부의 우수제조기술연구센터(ATC)협의의 지원을 받아 수행되었음 (과제번호 10014102)

참고문헌

1. Frigg, R. et al., "LCP: The Locking Compression Plate System", Journal of Orthopedic Trauma, **19**, 487-490, 2005
2. Hasenboehler, E. et al., "Locking Compression Plate with Minimally Invasive Plate Osteosynthesis in diaphyseal and distal tibial fracture: A retrospective study of 32 patients" Injury, **38**, 365-370, 2007.
3. Frigg, R. et al., "Development of the Locking Compression Plate", **34**, 2003
4. Augat, p. et al., "Early, Full Weight bearing with Flexible Fixation Delays Fracture healing" Clinical Orthopaedics and Related Research, **328**, 194-202, 1996
5. www.aofoundation.org
6. Jo, M.L. et al., "Evaluation of Biomechanical Stability of Locking Compression Plate System with Bridging Technique in the Proximal Tibia" ISB 2009
7. Completo, A. et al., "Finite Element and Experimental Cortex Strains of the Intact and Implanted Tibia" Journal of Biomechanical Engineering, **129**, 791-797, 2007
8. Brand, R.A. et al., "Fracture healing, in Surgery of the Musculo-skeletal System", vol 1, Churchill-Livingstone, London, 93-114, 1990
9. Gardner, T.N. et al., "The influence of mechanical stimulus on the pattern of tissue differentiation in a long bone fracture - an FEM study" Journal of Biomechanics, **33**, 415-425, 2000
10. Hente, R. et al., "Der Einfluss einer zeitlich limitierten kontrollierten Bewegung auf die Frakturheilung" Hefte Unfallchirurg, **283**, 23-24, 2001