

# 잠김 금속판(LCP-DF)을 이용한 대퇴골 원위부의 관절외 복합골절 치료시 나사못 배열에 따른 생체역학적 안정성 분석

권경제<sup>1</sup>, 조명래<sup>1</sup>, 오종건<sup>2</sup>, 이성재<sup>1</sup>

<sup>1</sup>인제대학교 의용공학과, <sup>2</sup>고려대학교 정형외과교실

## Effects of Screw Configuration on Biomechanical Stability during Extra-articular Complex Fracture Fixation of the Distal Femur Treated with Locking Compression Plate

Gyeong Je Kwon<sup>1</sup>, Jong Keon Oh<sup>2</sup>, Myoung Lae Jo<sup>1</sup>, Sung Jae Lee<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Biomedical Engineering, Inje University, Gimhae, Korea

<sup>2</sup>Department of Orthopedic Surgery, Korea University, Seoul, Korea

(Received October 12, 2009. Accepted April 28, 2010)

### Abstract

The locking compression plates-distal femur(LCP-DF) are being widely used for surgical management of the extra-articular complex fractures of the distal femur. They feature locking mechanism between the screws and the screw holes of the plate to provide stronger fixation force with less number of screws than conventional compression bone plate. However, their biomechanical efficacies are not fully understood, especially regarding the number of the screws inserted and their optimal configurations. In this study, we investigated effects of various screw configurations in the shaft and the condylar regions of the femur in relation to structural stability of LCP-DF system. For this purpose, a baseline 3-D finite element (FE) model of the femur was constructed from CT-scan images of a normal healthy male and was validated. The extra-articular complex fracture of the distal femur was made with a 4-cm defect. Surgical reduction with LCP-DF and bone screws were added laterally. To simulate various cases of post-op screw configurations, screws were inserted in the shaft (3~5 screws) and the condylar (4~6 screws) regions. Particular attention was paid at the shaft region where screws were inserted either in clustered or evenly-spaced fashion. Tied-contact conditions were assigned at the bone screws-plate whereas general contact condition was assumed at the interfaces between LCP-DF and bone screws. Axial compressive load of 1,610N(2.3 BW) was applied on the femoral head to reflect joint reaction force. An average of 5% increase in stiffness was found with increase in screw numbers (from 4 to 6) in the condylar region, as compared to negligible increase (less than 1%) at the shaft regardless of the number of screws inserted or its distribution, whether clustered or evenly-spaced. At the condylar region, screw insertion at the holes near the fracture interface and posterior locations contributed greater increase in stiffness (9~13%) than any other locations. Our results suggested that the screw insertion at the condylar region can be more effective than at the shaft during surgical treatment of fracture of the distal femur with LCP-DF. In addition, screw insertion at the holes close to the fracture interface should be accompanied to ensure better fracture healing.

Key words : Distal femur fracture, LCP-DF, Screw configuration, Biomechanics, FEM

## 1. 서론

대퇴골 원위부(distal femoral)의 관절외 복합골절(extra-articular complex fracture: AO 33-A3)은 대퇴골의 원위

부 골절 중 가장 흔하게 발생하는 골절 유형 중 하나로서, 주로 교통사고나 낙상 등 대퇴골에 큰 충격이 가해졌을 경우(high energy fracture) 흔히 발생된다고 보고되고 있다[1]. 이러한 유형의 골절은 골 분쇄(comminution) 및 연부조직 손상을 포함하는 심각한 상황을 야기하므로 그 치료 또한 매우 어려운 것으로 알려져 있다[2].

이를 위한 치료방법으로 1970년대까지는 케스트(cast), 부목

Corresponding Author : 이성재

(621-749) 경남 김해시 여방동 607번지 인제대학교 의용공학과

Tel : +82-55-320-3452 / Fax : +82-55-327-3292

E-mail : sjl@bme.inje.ac.kr

본 연구는 보건복지가족부 바이오 산업화 기술 개발지원사업(A06-00043324)

에 의해 수행되었음.

(brace), 견인(traction) 등의 보존적 치료방법이 선호되었으나, 수술 후 심부감염(deep infection), 외상성관절염(posttraumatic arthritis), 관절섬유증(arthrofibrosis), 부정유합(malunion) 및 불유합(nonunion), 그리고 슬관절 강직(loss of knee motion) 등의 합병증을 야기하는 문제점들이 지적되었다[3,4].

이후 intramedullary nail, bone plate 등과 같은 내고정기구의 발달과 관련 내고정술의 발전으로 수술적 치료가 더욱 선호되었으나, intramedullary nail의 경우 골다공성 골이나 분쇄 골절이 심한 경우에는 고정력이 매우 낮은 단점이 있으며[1], angled blade plate를 이용한 수술은 95°로 고정된 칼날 각도에 의한 높은 안정성은 보장되지만 수술시 임플란트의 삽입이 어렵고 수술 후 제거가 어렵다는 큰 한계점이 있었다[3,4]. 또한 dynamic condylar screw는 angled blade plate에 비해 골다공성 골에서의 골고정력이 우수한 장점이 있으나[4], lag screw의 삽입을 위해서는 과관부의 골부피가 많이 요구되는 단점이 지적되었다[5,6]. condylar buttress plate의 경우 수술이 상대적으로 용이하며 초기 골고정력이 우수한 장점이 있지만, 금속판과 나사못의 각도 안정성을 갖지 못하는 문제점 때문에 생리적 피로 하중 시 나사못의 움직임(toggling)이 발생한다. 특히 골다공증이 있는 경우 나사못의 해리(screw loosening)가 쉽게 발생되어 이차적 골 정복 감소의 위험이 큰 것으로 보고되고 있다[7,8].

이러한 기존의 수술적 치료방법을 보완하여, 최근에는 나사못의 각도 안정성을 높여 충분한 역학적 안정성을 부여하고, 수술 방법이 용이한 잠김 금속판(locking plate)이 개발되어 대퇴골의 관절 외 원위부 복합골절 치료에 주로 사용되고 있다[9-14]. 잠김 금속판은 비교적 적은 수의 나사못을 삽입하는 bridge plating 방법을 통하여 이차적 골정복(secondary reduction)을 가능하게 하므로 수술 후 지연유합(delayed union) 및 불유합(non-union) 등의 합병증을 감소시켜 수술 성공률을 높여주는 것으로 알려져 있다 [15]. 일반 금속판을 통해 삽입되는 나사못 수에 비해 비교적 적은 수(골편 당 약 3~6개)의 나사못이 삽입되는 잠김 금속판 수술시, 나사못의 배열은 골-임플란트 구조의 안정성에 매우 큰 영향을 줄 것으로 예측되고 있으나, 그에 대한 생체 역학적 연구는 미흡한 상황이다. 특히 대퇴골 간부의 나사못 삽입 개수 및 위치는 골절 상태에 따라 임상적 경험 및 여러 증례에 근거하여 결정되고 있으며, 그에 따른 역학적 안정성이 정량적으로 연구되어진 바가 없다. 대퇴골 원위부(condylar region)에서는 임상적 수술 시 최대의 골고정력을 얻기 위하여, 잠김 금속판(locking compression plate-distal Femur, LCP-DF) 원위부에 6개의 나사못이 주로 삽입된다. 과관부 골절(intercondylar fracture)이 동시에 발생할 경우, lag screw와의 충돌 문제로 인해 1~2개 정도의 잠김 나사못이 삽입되지 못하는 경우가 자주 발생한다. 이러한 경우, 역학적 안정성이 얼마나 감소하는지에 대한 정량적인 연구가 필요하며, 역학적 안정성에 크게 영향을 주는 hole 위치에 대한 연구도 수행되어야 할 것으로 사료된다.

따라서 본 연구에서는 유한요소법(FEM)을 이용하여 관절외 복합골절을 구현한 시술 모델의 구축을 통해 나사못 배열에 따른 역학적 안정성을 분석하고자 하였다. 이때 나사못이 삽입되는 배열은 대퇴골 간부(shaft region)와 대퇴골 원위부(condylar region)로 각각 나누어 여러 가지 나사못 삽입을 임상적 가능성에 근거하여 설정한 후, 구조적 안정성을 정량적으로 비교 분석하였다. 본 연구를 통해 대퇴골 원위부의 관절외 복합골절 치료 후 생체 역학적 안정성을 높여주기 위한 임상적 가이드라인을 제시하고자 하였다.

## II. 연구 재료 및 방법

### A. 3차원 유한요소 모델 구현

정상적인 한국 성인의 대퇴골 형상을 1mm 간격으로 CT 단층 촬영 후 CT image를 획득하였다. MIMICS(Materialise Inc., Belgium)를 이용한 reconstruction 작업을 통하여 각 slide image의 외각선을 추출한 후, 3차원으로 쌓아올려 전체 대퇴골 형상의 선과 면을 획득하였다. 3차원으로 구축된 선과 면은 왜곡된 부위를 수정 한 후, 유한요소 모델링을 위한 구획화(segmentation) 과정을 거쳐 최종적인 3차원 형상을 획득하였다. 획득된 형상을 이용하여 치밀골과 망상골의 부피를 생성하였고 meshing 작업을 통해 대퇴골의 유한요소 모델을 구현하였다. 구축된 성인 대퇴골의 정상 모델(intact model)은 균일하고 방향성이 없는 8점 등방성 요소로 분할되었다. 본 연구에서는 전/후 처리 프로그램인 PATRAN 2006(MSC Corporation, USA)과 범용 유한요소 프로그램인 ABAQUS 6.7(Simulia Inc., USA)를 사용하였다(Fig. 1).

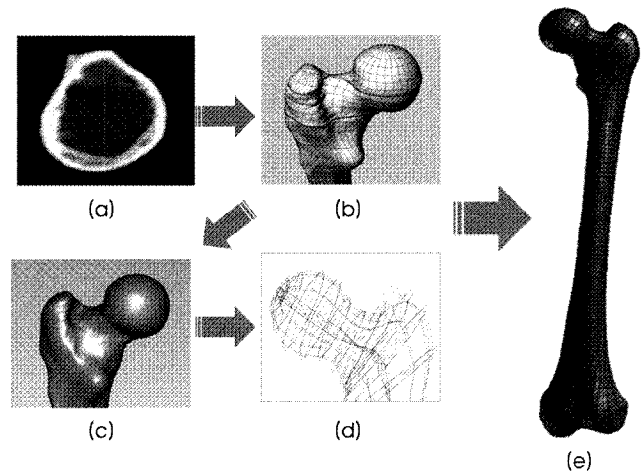


그림 1. 정상 대퇴골의 유한요소 모델링 과정 : (a) 대퇴골의 CT data, (b) 3D 표면 data, (c) 3D 형상 수정, (d) 구획화 작업, (e) 메쉬된 유한요소 모델

Fig. 1. The procedures of FE modeling of an intact femur : (a) CT data of a femur, (b) 3D surface data, (c) Modification of 3D geometry, (d) Segmentation, and (e) Meshed FE femur model

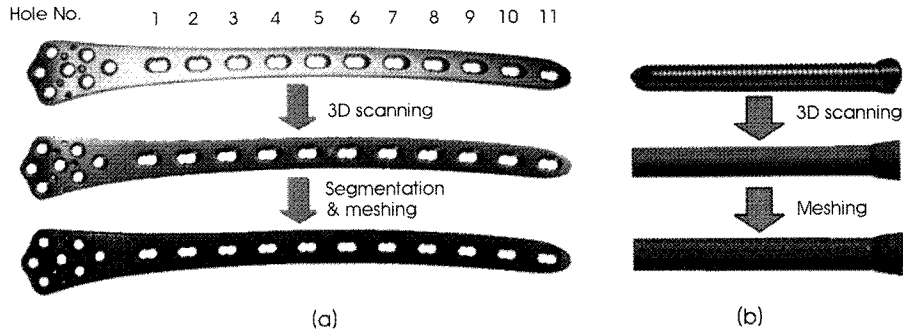


그림 2. LCP-DF와 잠김나사못의 3차원 유한요소 모델링 과정 : (a) 11-hole LCP-DF, (b) 잠김 나사못  
 Fig. 2. The procedures of 3D FE modeling of the LCP-DF and locking screw : (a) 11-hole LCP-DF, (b) locking screw

대퇴골 원위부의 관절 의 복합골절 치료에 사용되는 잠김 금속판(LCP-DF; Synthes, Switzerland)의 유한요소 모델은 대퇴골 원위부용 11-hole 잠김 금속판 제품이 이용되었다 (Fig. 2-a). 잠김 금속판은 3D scanning을 통하여 선과 면을 획득한 후 구획화 (segmentation) 작업으로 부피를 생성하였고 이를 통해 균일하고 방향성이 없는 8점 등방성 요소로 hex-meshing한 후 최종 유한요소 모델을 완성하였다. 잠김 나사못(locking screw) 은 3D 모델링 과정을 통하여 단순 모델을 구현한 후 4점 등방성 요소로 tet-meshing 하여 유한요소 모델을 완성하였다(Fig. 2).

**B. 3차원 유한요소 모델의 검증**

정상인 대퇴골의 모델 검증을 위해서 strain gauge(AP-11-T10S-120-EL, CAS, South Korea)를 부착한 3개의 composite synthetic femur(이하 sawbone 이라고 함; Sawbones, Vashon Island, WA, USA)의 실험 결과와 유한요소 해석 결과를 비교하

였다.

Heiner 등[16,17]이 이용한 방법과 같이 sawbone 근위부의 전방과 후방, 내측과 외측의 총 20지점에 strain gauge를 부착하여 편심 압축 하중(eccentric compressive load)을 인가한 실험 방법을 이용하였으며(Fig. 3-a), 이때 strain gauge는 각각 5 level로 나누어 5 cm 간격으로 부착하였다(Fig. 3-b). sawbone은 11°로 기울여 resin을 이용하여 원위부를 고정시킨 후 Mc Leish 등[18]의 연구를 바탕으로 정상인 체중(700 N)의 약 2.3배에 해당하는 1,610 N의 압축 하중을 만능재료시험기 (MTS 858, MTS System Corp., MN, USA) 장비를 통해 인가하였다. 측정된 strain 값은 Taylor 등[19]의 연구와 동일한 방법으로 유한요소 해석 결과와 실험 결과를 비교하여 모델을 검증하였다. 대퇴골의 sawbone 모델과 유한요소 모델의 크기는 Fig. 4에서 나타내고 있다.

LCP-DF 모델의 검증을 위하여 ASTM F 382-99[20]에서 제시

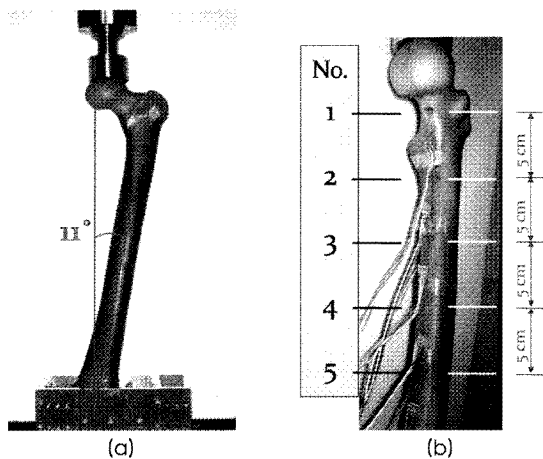


그림 3. 대퇴골의 유한요소 모델의 검증을 위한 실험: (a) sawbone 시편을 이용한 편심 압축시험, (b) Strain gauge의 부착

Fig. 3. Test for validation of the FE femur model: (a) an eccentric compression test using a sawbone composite femur, (b) attachment of the axial strain gauges to the femur

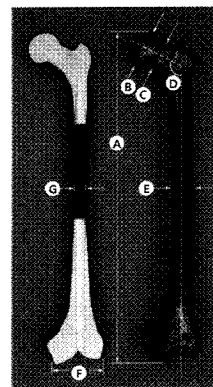


그림 4. 대퇴골의 세부 형상 측정: (A) 전장, (B) 대퇴골두 직경, (C) 대퇴골경 폭, (D) 대퇴골경 각, (E) 대퇴골간부 외경, (F) 원위부 내측과의 길이, (G) 대퇴골 간부 내경.

Fig. 4. Detailed morphologic dimension of the femur: (A) total length of the femur, (B) diameter of the femoral head, (C) femoral neck width, (D) femoral neck angle, (E) outer diameter of the midshaft, (F) intercondylar length of the distal femur, and (G) inner diameter of the midshaft.

	FE model	Sawbone model
A (mm)	480.7	485
B (mm)	49.5	52
C (mm)	36	37
D (°)	120	120
E (mm)	27.6	32
F (mm)	89.7	93
G (mm)	15	16

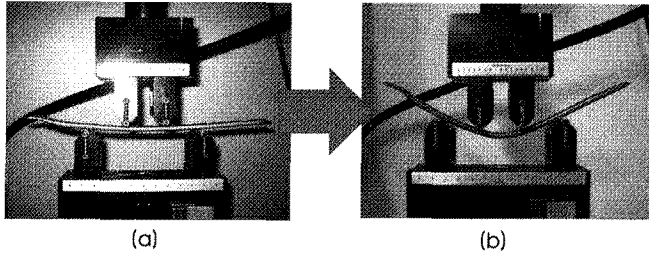


그림 5. 4점 굽힘 실험: (a) LCP-DF를 만능재료시험기에 위치시킨 후, (b) LCP-DF가 소성변형이 일어날 때까지 압축하중을 인가.

Fig. 5. 4-point bending test: (a) LCP-DF was positioned on the MTS machine. (b) axial load was applied until plastic deformation of the LCP-DF observed.

된 4점 굽힘 실험 방법이 이용되었다(Fig. 5). MTS 장비를 이용하여 1mm/min의 속도로 압축하중을 인가하였고 하중-변위 데이터는 실시간으로 기록되었다. 얻어진 하중-변위 그래프에서 선형 구간에 해당하는 1,500 N일 때의 굽힘 변위량(mm)을 조사하여 금속판의 굽힘 강성도(bending stiffness)를 조사하였다.

그리고 동일한 실험 환경을 유한요소 모델에 적용시켜 유한요소 해석 결과를 실험값과 비교하였다(Fig. 6). 이때 금속판을 지지하는 2개의 support roller는 금속판과 general contact을 적용하였고 support roller의 하단부의 절점들은 움직이지 않도록 고정하였다. 또한 2개의 loading roller가 위치한 자리에 1,500 N의 하중을 750 N씩 나누어 압축 하중을 적용하였다(Fig. 10). 적용된 1,500 N의 하중은 실험 결과 획득된 하중-변위 그래프에서 탄성구간에 해당되는 값이다.

실험 값에 대한 유한요소 해석 값의 검증 비율은 식(1)을 이용하여 산출하였다.

$$\text{Relative difference(\%)} = \left( \frac{\text{FEA result}}{\text{Experimental result}} - 1 \right) \times 100(\%) \quad (1)$$

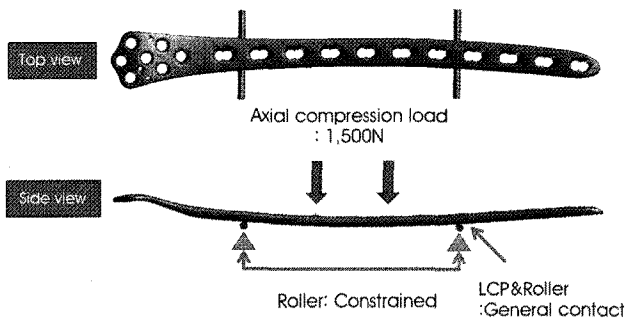


그림 6. LCP-DF 모델의 4점 굽힘  
Fig. 6. 4-point bending of the LCP-DF model

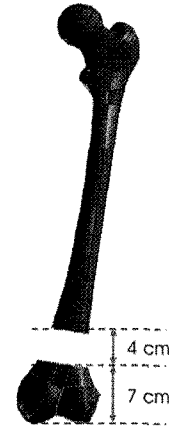


그림 7. 결손 부위(4 cm)를 포함한 대퇴골 원위부의 관절의 복합골절 모델.  
Fig. 7. Modeling of the extra-articular complex fracture with a 4 cm defect.

### C. 대퇴골 시술 모델의 유한요소 모델 구현

대퇴골 원위부의 관절의 복합 골절에 해당하는 결손 모델은 본 연구에 함께 참여한 임상(제 2저자)의 시술 경험에 근거하여 구현하였다. 결손 부위는 임상에서 흔히 발생하는 골절 형태 중에서 나사못 삽입을 통한 고정시 안정성이 상대적으로 낮을 것으로 예상되는 부위로 정하였다. 이를 위해 대퇴골의 슬개면 상위 7 cm부터 11 cm까지의 4 cm의 결손 부위를 구현하였으며 이때 결손 부위는 bone contact가 없는 분쇄 골절임을 고려하여 골절 부위의 element들을 완전히 제거하였다(Fig. 7). 시술 모델에 사용되는 LCP-DF는 Fig. 8에서 보여주고 있으며 a~g hole은 대퇴골 원위부에 삽입되는 나사못 hole을, 1~11 hole은 대퇴골 간부에 삽입되는 나사못 hole을 나타낸다. 잠김 나사못은 실제 크기에 맞게 모델링 한 후, LCP-DF와 잠김 나사못의 정확한 결착을 위하여 실제 LCP-DF 모델과 동일한 나사못 삽입 각도를 구현하였다. 잠김 나사못과 결착된 LCP-DF는 대퇴골간의 중앙과 외측상과의 원편에 양 끝단을 맞추어 위치시켰다. 이 때 삽입된 잠김 나사못의 길이는 양측 치밀골 고정 (bi-cortical fixation) 이 가능하도록 하기 위해 설정하였다.

최종 시술 모델을 얻기 위해, 삽입된 잠김 나사못의 solid와 대퇴골 solid의 boolean operation을 통하여 대퇴골에 hole을 구현한

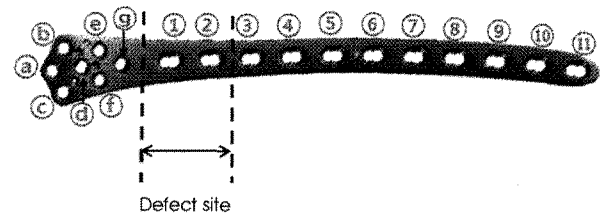


그림 8. LCP-DF의 hole 번호  
Fig. 8. Hole number of the LCP-DF

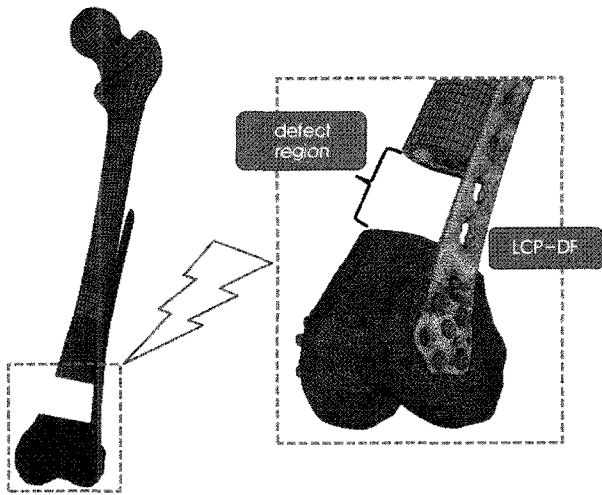


그림 9. LCP-DF로 고정된 대퇴골의 시술 모델

Fig. 9. Post-op FE model of the femur after treated with LCP-DF

후 시술 모델 전체를 mesh 작업 후 유한요소 모델을 완성하였다 (Fig. 9).

본 연구에서 대퇴골 유한요소 모델에 부여된 물성치는 첫째, 정상 모델의 검증에 위해서 실험에 사용된 sawbone의 물성치[21]와 둘째, 검증 후 대퇴골의 시술 모델에서는 Taylor 등[19]이 대퇴골의 유한요소 해석 시 사용한 물성치로 나누어 적용하였다(Table 1). 또한 LCP-DF와 잠김 나사못의 재질은 현재 의료용으로 많이 사용되는 티타늄 합금(Ti-6Al-7Nb)이며 이에 따라 ASTM F 1295[22]에서 제시된 탄성계수와 포아송비를 적용하였으며 재료의 항복강도는 Online Materials Database(MatWeb)를 참고하였다(Table 1). 정상 대퇴골의 검증을 위해서 sawbone의 압축 실험과 동일한 하중 조건 및 경계 조건을 적용하였다. 즉, 정면에서 볼 때 대퇴골의 해부학적 축(AA: anatomical axis)이 11°로 기울어진 상태에서 역학적 축(MA: mechanical axis) 방향으로 대퇴골 최상단부인 대퇴골두의 윗부분에 압축 하중을 적용하였다. 정상인의 보행시 한 쪽 고관절에서 발생하는 관절 반력에 대한 연구는 McLeish 등[18,23-25] 여러 연구팀에 의해 조사되어졌으며 일반적으로 보행속도가 증가함에 따라 관절 반력이 증가하는 것으로

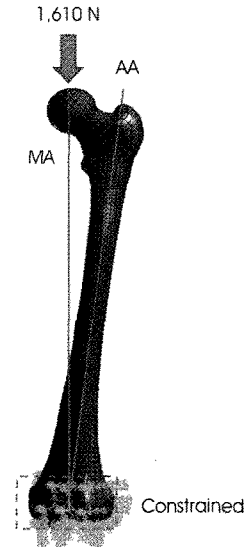


그림 10. 정상 모델에 대한 하중 및 경계 조건.

Fig. 10. Loading and boundary conditions for the intact model

알려져 있다[23]. 본 연구에서는 환자의 재활기간 동안 느린 속도로 보행할 것이라 가정하여 이에 상응하는 관절 반력값의 범위(정상인 체중의 약 2~3배)에 해당되는 1,610 N(70kg인 정상인 체중의 약 2.3배)의 압축 하중을 적용하였다[18,24]. 이때 대퇴골의 최하단부인 내·외측상과까지의 모든 절점들을 움직이지 않도록 구속조건을 부여하였다(Fig. 10).

대퇴골의 골두에 부여되는 압축 하중은 정상 대퇴골의 유한요소 해석에서와 같이 역학적 축으로 1,610 N 압축하중을 동일하게 적용하였다. LCP-DF와 잠김 나사못의 결합은 두 개체 사이가 완전 고정된 것으로 가정하여 tied contact을 적용하였다. 대퇴골과 잠김 나사못의 경계 조건은 시술 직 후를 가정하여 마찰계수(0.4)[25]를 부여하였다(Table 2). 반면 대퇴골과 LCP-DF의 사이는 마찰력이 아닌 금속판의 hole과 잠김 나사못 나사산의 결합에 의해 고정되는 구조적 특징을 고려하여 경계 조건을 부여하지 않았다.

표 1. 대퇴골 및 LCP-DF 유한요소 모델에 적용된 물성치

Table 1. Material properties of the femur for our FE model.

	Elastic modulus (E)		Poisson's ratio	Yield strength	References
LCP-DF & Locking screw (Ti-6Al-7Nb)	110 GPa		0.3	800MPa	MatWeb
Intact model (for the validation)	Cortical bone (GPa)	Cancellous bone(MPa)	0.3	•	Pacific research laboratories, Inc.[21]
	16.7	104			
Surgical model : shaft & condylar regions	17	700	0.33	•	Taylor et al.[19]

표 2. Femur/LCP-DF 시술 모델의 경계 조건.

Table 2. Boundary conditions of the Femur/LCP-DF surgical model.

	Contact type	Frictional coefficient( $\mu$ )
LCP-DF - locking head	Tied	*N.A.
Locking screw - bone	General	0.4

\*N.A. : Not applicable

**D. 나사못 배열 방법에 따른 대퇴골 시술 모델의 역학적 안정성 분석**

1) 대퇴골 간부 (shaft region of the femur)

임상적으로 대퇴골 간부에 주로 삽입되는 나사못의 개수가 3~5개의 범위를 고려하여 3개가 삽입된 모델을 Type I, 4개 삽입된 모델을 Type II, 그리고 5개가 삽입된 모델을 Type III으로 설정하여 평균 구조적 강성도를 비교하고자 하였다. 이때 control group은 나사못이 3개 삽입된 Type I로 설정하였다. 그리고 3가지 Type은 2개 이상의 나사못을 연속으로 삽입하는 집중 고정법 (clustered fixation)과 분산하여 삽입하는 분산 고정법 (spaced fixation)으로 또 다시 나누어 총 6가지의 유한요소 모델로 구현하였다 (Table 3).

각 모델들은 유한요소 해석을 통하여 나사못 개수와 고정법에 따른 구조적 안정성을 비교·분석하였다. 이때 고정된 변수는 골절부위에서 가장 가까운 나사못이 역학적 안정성을 위해서 반드시 삽입되어야 한다는 기존 연구 [1]에 근거하여 세 번째 나사못 (3rd screw)이 모든 그룹에서 삽입되도록 하였다. 또한 원위부에는 a~f hole에 6개의 나사못이 동일하게 삽입되었다.

2) 대퇴골 원위부 (condylar region of the femur)

본 연구에 함께 참여한 임상가의 소견에 근거하여, 실제 임상에서 원위부 고정시 최대의 골고정을 얻기 위해 a~f hole (Table 4)에 6개의 나사못이 삽입되지만 과관부 골절 (intercondylar fracture)이 발생하면 lag screw와 잠김 나사못의 충돌 문제로의 1~2개의 잠김 나사못이 삽입되지 못하는 상황을 고려하였다. 이러한 임상적 배경을 근거로 3가지 Type으로 나누어 구조적 안정성을 비교하였으며 대퇴골 간부는 임상가의 소견에 따라 모든 Type에서 3, 4, 5번 hole에 동일하게 삽입하였다 (Fig. 9).

Type I은 a~f hole에 6개의 나사못이 모두 삽입된 모델로서 control group으로 설정하였으며, Type II는 나사못이 임의의 위치에서 1개 미삽입된 6가지 경우, 그리고 Type III는 나사못이 임의의 위치에서 2개 미삽입된 15가지 경우로 나누어 구조적 강성도를 조사하였다. 예를 들면, Table 4에서 Type II\_c는 5개의 나사못이 삽입되었고 c-hole에 1개의 나사못이 삽입되지 않은 경우이다. 이를 통해 총 22개의 나사못 배열 방법 (screw placement configuration)을 각각 해석하였다.

대퇴골 유한요소 모델의 구조적 강성도를 조사하기 위하여 1,610 N의 수직 하중이 적용된 각 node의 평균 축변위 (axial displacement) 값을 조사하였다. 이후 식 (2)과 같이 1,610 N의 압축 하중을 조사된 평균 축 변위 값으로 나누어 대퇴골의 구조적 강성도를 구하였다.

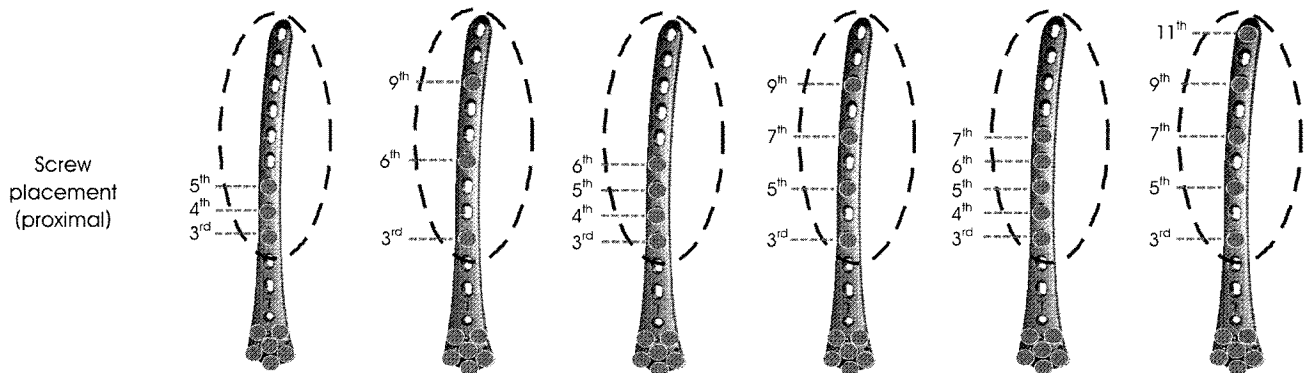
Structural stiffness (N/mm)

$$= \frac{\text{Axial compressive load of 1,610 (N)}}{\text{Average axial displacement (mm)}} \quad (2)$$

표 3. 대퇴골 간부에 삽입된 나사못의 배열.

Table 3. Screw configurations on the shaft region of the femur

Fixation type	Type I (3-screw)		Type II (4-screw)		Type III (5-screw)	
	*CF	†SF	*CF	†SF	*CF	†SF
Screw configuration	3rd, 4th, 5th	3rd, 6th, 9th	3rd, 4th, 5th, 6th	3rd, 5th, 7th, 9th	3rd, 4th, 5th, 6th, 7th	3rd, 5th, 7th, 9th, 11th



\*CF : Clustered fixation †SF : Spaced fixation

표 4. 대퇴골 원위부에 삽입된 나사못의 배열.

Table 4. Screw configurations on the condylar region of the distal femur

	Type I (6-screw)	Type II (5-screw)	Type III (4-screw)
Model (Number of models)	Type I (1)	Type II_a Type II_b Type II_c Type II_d Type II_e Type II_f (6)	Type III_ab, Type III_ac Type III_ad, Type III_ae Type III_af, Type III_bc Type III_bd, Type III_be Type III_bf, Type III_cd Type III_ce, Type III_cf Type III_de, Type III_df Type III_ef, (15)
	a~f screw fixation	Removing one-screw	Removing two-screws

### III. 연구 결과

#### A. 유한요소 모델 검증 결과

##### 1) 대퇴골 모델의 검증

sawbone에 strain gauge를 부착한 실험 결과의 평균 값과 정상인 유한요소 모델의 검증 결과 모든 검증 부위에서 10% 내의 차이를 보여 매우 유사한 분포를 나타냄을 확인하였다(Fig. 11). 실험 값에 대한 유한요소 해석 값의 검증 비율은 식(1)을 이용하여 산출하였다.

모델의 검증 부위는 내측(medial)과 외측(lateral), 그리고 전방(anterial)과 후방(posterior)으로 나누어 비교하였으며 각 부위는 다시 높이에 따라 5 level로 나누어 비교하였다(Fig. 11).

##### 2) LCP-DF 모델의 검증

4점 굽힘 LCP-DF 실험과 유한요소 모델의 탄성구간 내 강성도 검증비율 결과 약 9%의 차이를 보였다(Table 5). 이때 검증비율은 식 (1)을 사용하였다. LCP-DF 유한요소 모델의 굽힘 강성도는 절점 P1과 P2에 4점 굽힘 실험의 탄성 구간 범위에 속하는 하중인 1500 N 을 인가하여 수직 변위를 예측하였다(Fig. 12 & 13).

#### B. 시술 모델간 안정성 비교

##### 1) 대퇴골 간부 (shaft region of the femur)

대퇴골 간부의 나사못 삽입 개수에 따른 type별 비교를 위해 집중 고정법과 분산 고정법의 구조적 강성도는 평균을 내었다. 이때 3개 삽입된 Type을 기준으로 하였고, 4개와 5개가 삽입된 Type과

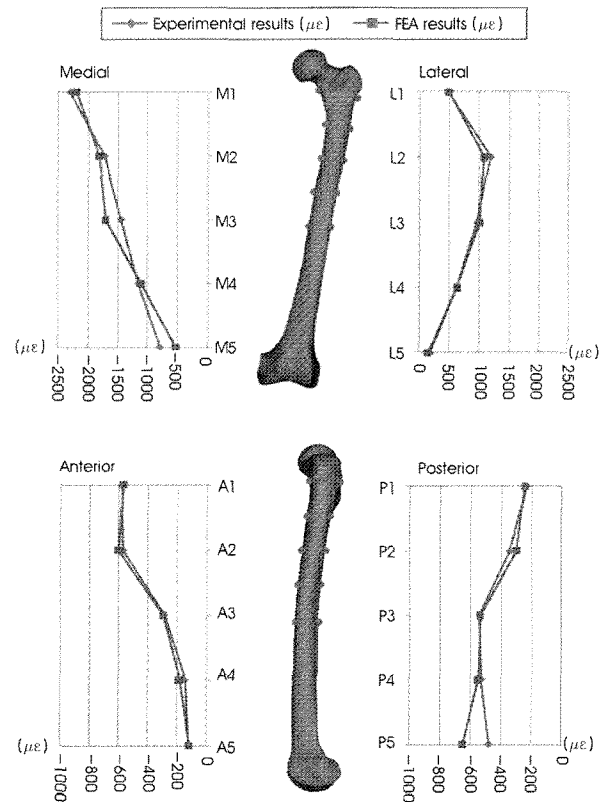


그림 11. 대퇴골의 유한요소 모델과 실험 모델의 Axial strain 분포 비교.  
Fig. 11. Comparison of axial strain distribution of the FE model with those from the experiment.

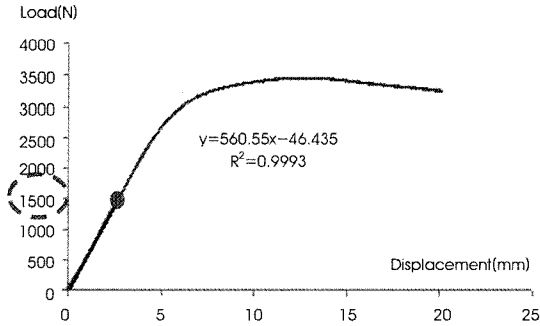


그림 12. LCP-DF의 4점 굽힘 실험 후 하중-변위 곡선.  
Fig. 12. The load-displacement curve of the 4-point bending test for the LCP-DF.

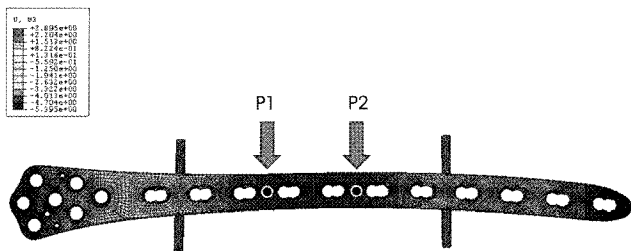


그림 13. 두 점 P1과 P2에서의 축변위.  
Fig. 13. Axial displacement at the two points, P1 and P2

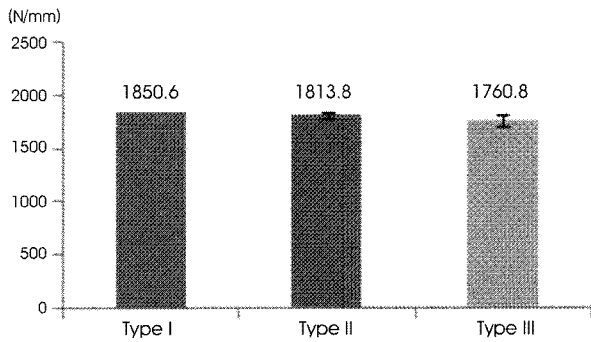


그림 14. 대퇴골 원위부에 삽입된 나사못 개수에 따른 평균 구조적 강성도.  
Fig. 14. Average structural stiffness in relation to the number of locking screws on the condylar region.

표 5. 실험 값과의 비교를 통한 LCP-DF 유한요소 모델의 검증.  
Table 5. Validation of the FE model for the LCP-DF with experimental result.

Location	Axial displacement(mm)		Bending stiffness(N/mm)		
	FEA	Experiment	FEA	Experiment	Relative difference(%)
P1	2.45	2.68	613	561	9.36
P2	2.48		606		8.12

표 6. 대퇴골 간부에 삽입된 나사못 개수와 고정법에 따른 구조적 강성도.  
Table 6. Structural stiffness in relation to the number of screws and fixation techniques on the shaft region.

	Structural stiffness (N/mm)	Average (N/mm)
T1_°CF(3, 4, 5)	1851	1841
T1_†SF(3, 6, 9)	1832	
T2_°CF(3, 4, 5, 6)	1857	1855
T2_†SF(3, 5, 7, 9)	1853	
T3_°CF(3, 4, 5, 6, 7)	1870	1865
T3_†SF(3, 5, 7, 9, 11)	1859	

T1(Type 1) : 3-screw insertion °CF : Clustered fixation  
T2(Type 2) : 4-screw insertion †SF : Spaced fixation  
T3(Type 3) : 5-screw insertion

는 평균 구조적 강성도에서 큰 차이를 보이지 않았다. 나사못이 4개 삽입된 경우(Type II)는 3개 삽입된 경우(Type I) 보다 약 0.7% 증가하는 결과를 보였으며 5개 삽입된 경우(Type III), 3개 삽입한 경우(Type I)와 비교할 때 구조적 강성도가 약 1.3% 증가되는 것으로 나타났다(Table 6).

그리고 나사못이 3~5개 삽입된 3가지 경우(Type I, II, III) 각각에 대하여 집중 고정법(clustered fixation)과 분산 고정법(spaced fixation)으로 나누어 구조적 강성도를 조사하였다. 그 결과 세 가지 Type 모두에서 집중 고정법이 분산 고정법보다 다소 높은 경향을 보이기는 하였으나 최대 1% 이하의 차이만을 나타내어 집중 고정법과 분산 고정법이 거의 차이를 나타내지 않았다(Table 6). 이 때 T1\_CF(3, 4, 5)의 경우 Type 1에서 집중 고정법(Clustered fixation)으로 3, 4, 5-hole에 나사못이 삽입된 것을 의미한다.

2) 대퇴골 원위부 (condylar region of the femur)

대퇴골 원위부에서는 삽입되는 나사못의 개수가 많을수록 높은 구조적 강성도를 보일 것으로 예측되었다. LCP-DF의 a~f 나사못 중에서 6개 모두 삽입되는 Type I 을 기준으로 하여 1개가 미 삽입되는 Type II 와 2개가 미 삽입되는 Type III의 여러 가지 경우를 모두 유한요소 모델로 구현한 후 평균 구조적 강성도를 비교하였다. Type II 는 Type I 보다 약 2% 감소하였고 Type III는



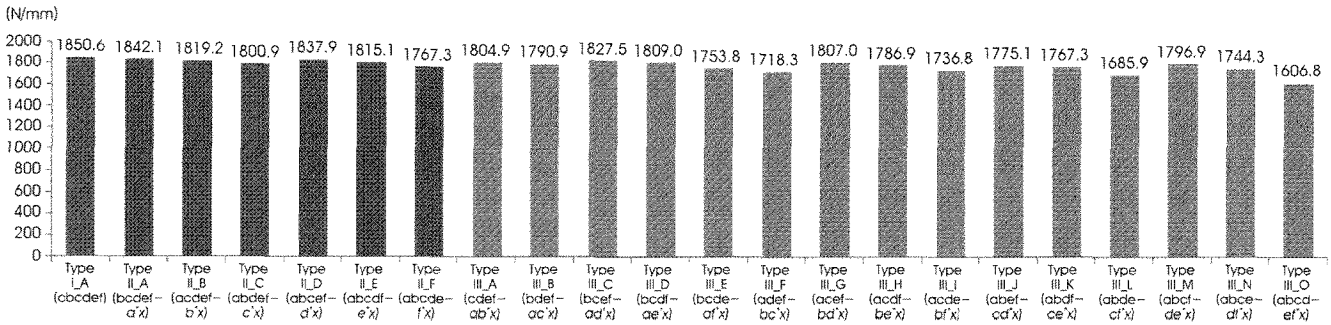


그림 15. 대퇴골 원위부의 나사 삽입 방법에 따른 구조적 강성도  
 Fig. 15. Structural stiffness according to the various screw configuration on the condylar region

Type I 보다 약 5 % 감소하는 것으로 나타났다(Fig. 14). 그리고 삽입된 각 각의 나사못이 구조적 강성도에 미치는 영향을 분석해 볼 때, f-나사못이 미삽입 될 경우 다른 나사못이 미삽입 되는 경우보다 구조적 강성도가 더 크게 감소하는 것을 확인할 수 있으며 특히 f, e-나사못 또는 f, c-나사못이 2개 삽입되지 못하는 특정 모델의 경우(Type III\_L과 Type III\_O), Type I 에 비해 각각 9 %와 13 % 만큼 크게 감소하는 결과를 보였다(Fig. 15).

#### IV. 고 찰

본 연구에서는 대퇴골 원위부의 관절의 복합골절 치료를 위하여 최근 새롭게 각광받고 있는 잠김 압축 금속판(LCP-DF)을 이용하여 나사못의 배열방법에 따른 역학적 안정성을 분석하였다.

이를 위하여 정상인의 대퇴골 및 LCP-DF의 유한요소 모델을 구축하였다. 대퇴골과 LCP-DF의 유한요소 모델은 hex-meshing, 나사못 모델은 구축 시간을 줄이기 위해 tet-meshing 하였다. LCP-DF와 나사못간의 경계조건은 tied contact을 적용하여 contact에 의한 해석의 문제점은 발생하지 않았다.

또한 연구의 신뢰성을 확보하기 위하여 실험을 통한 유한요소 모델 검증과정이 필요하였다. 하지만 모든 나사못 배열 조건에 따른 검증을 수행하기에는 시간 및 비용적인 문제점이 있어, 참고 문헌을 근거로 대퇴골과 LCP-DF의 검증만을 수행하였다. 우선 대퇴골의 정상 모델 검증을 위하여 Taylor 등의 연구와 동일한 방법으로 대퇴골의 내/외측 및 전/후방의 strain 분포를 sawbone을 이용한 실험결과와 비교하는 방법이 이용되었으며 검증 결과, 평균 4.7 %의 오차만을 보여 신뢰성 있는 유한요소 모델로서 임상적 효과를 예측하기에 적합한 모델임을 확인하였다. 또한 LCP-DF 모델의 검증을 위하여 ASTM F 382-99에서 제시한 4점 굽힘 실험 방법이 이용되었으며 실제 LCP-DF 제품의 굽힘 강성도와 유한요소 해석 결과를 비교하였다. 검증 결과, 약 9 %의 오차만을 보여 유한요소 모델로 사용하기에 적합한 모델임을 확인하였다. 그 후 최종적인 시술모델을 구현한 후 나사못 배열 방법에 따른 역학적 안정성 분석이 수행되었다.

나사못 배열방법에 따른 대퇴골 시술 모델의 역학적 안정성 분석을 통해, 대퇴골 간부에서는 두 가지 고정 방법에 따른 차이보다 나사못의 삽입 개수가 더 큰 영향을 주었다. 3개의 나사못을 삽입한 Type I 을 4개, 5개 삽입한 Type II, Type III와 비교한 결과 각각 0.7 %와 1.3 %의 구조적 강성도 감소를 나타내었으며 이를 통해 3개의 나사못을 삽입한 그룹에 비해 4개, 5개의 나사못을 삽입한 그룹의 구조적 안정성이 크게 증가하지 않음을 알 수 있었다. 두 가지 삽입 방법을 비교할 때, 집중 고정법(clustered fixation) 이 분산 고정법(spaced fixation)보다 구조적 안정성에 다소 높은 경향을 보였으나 세 가지 그룹(Type I, II, III) 모두에서 1 % 이하의 차이만을 보여 삽입 방법에 따른 구조적 안정성 또한 거의 차이를 보이지 않는 것으로 나타났다. 이러한 결과는 외팔보 굽힘(cantilever bending) 및 4 점 굽힘(4 point bending) 강도에서 분산 고정법이 훨씬 우수한 고정 강도를 보였던 Tomkvist 등[26]의 이전의 생체역학적 연구 결과(cylinder type의 sawbone을 이용)와는 다르게 나타났음을 알 수 있다. 그 이유는 대퇴골 원위부의 경우, 편심 압축 하중(eccentric axial force) 및 그에 따른 bending moment가 복합적으로 작용하므로 단순 굽힘 실험과는 다른 하중이 적용된 원인으로 사료된다. 그 결과, 본 연구에서 결손 부위에 연속으로 2개 이상의 나사못을 삽입한 집중 고정법이 분산 고정법과 동일한 수준의 안정성을 갖게 한 것으로 사료된다.

대퇴골 원위부에서는 나사못이 6개 모두 삽입된 Type I 을 기준으로 1개 미삽입된 Type II 와 2개 미삽입된 Type III 은 평균 구조적 강성도에서 각각 2 %와 5 %의 감소를 나타내었다. 그러나 1개 및 2개 미삽입 모델의 개별적인 구조적 강성도를 살펴볼 때 흥미로운 결과를 확인할 수 있었다. a, b-나사못 두 개가 미삽입된 모델(1793.71 N/mm)보다 f-나사못 한 개가 미삽입된 모델(1756.31 N/mm)에서 더 낮은 구조적 강성도를 보였다. 이것은 대퇴골 원위부에 삽입되는 나사못 개수보다 삽입 위치가 구조적 안정성에 더 큰 영향을 주는 요소임을 나타낸다. 특히 f, e-나사못 2개, 또는 f, c-나사못 2개가 미삽입된 특정 모델의 경우 6개 모두 삽입된 Type I 과 비교할 때, 9 ~ 13 %의 큰 감소를 보였다. 이는 f, e, c의 3개 hole이 구조적 강성도에 매우 큰 영향을 주는 'Key

hole'임을 나타낸다. f, e-hole의 경우, 결손 부위에 가장 가까운 위치이므로 이 두 hole에 나사못을 삽입하면 결손 부위와 나사못 간의 거리(working length)를 줄여주어 역학적 안정성 또한 높아지기 때문인 것으로 사료된다. 한편, 대퇴골 골두에 하중이 인가될 경우 femoral anteversion(정상인의 경우 평균 12°)이라는 형태적 특징에 의해 원위부 결손 부위에 내측 굴곡(medial bending) 뿐만 아니라 후방 굴곡(posterior bending)이 동시에 발생한다. 따라서 f, c-hole이 미삽입 될 경우 역학적 안정성이 크게 감소될 수 있음을 예측할 수 있으며 대퇴골 원위부의 후방부(c-hole) 역시 골절 부위와 가장 가까운 hole들(f, e-hole)과 더불어 역학적 안정성을 부여하기 위해 반드시 삽입되어야 할 것으로 사료된다.

## V. 결론

LCP-DF를 이용한 대퇴골 원위부의 관절의 분쇄골절 치료시 나사못 배열에 따른 구조적 강성도를 유한요소법을 이용하여 분석한 결과 아래와 같은 결론을 도출하였다.

### A. 대퇴골 간부(Shaft region)

1. 나사못이 3개 삽입된 시술 모델의 경우, 4개 및 5개의 나사못이 삽입된 시술모델과 비교할 때 구조적 강성도에서 큰 차이를 보이지 않으므로 3개의 나사못만을 삽입한 경우에도 충분한 구조적 안정성을 부여할 수 있을 것으로 예상된다.
2. 집중 고정법과 분산 고정법은 구조적 강성도에서 큰 차이를 보이지 않았다. 이를 통해 임상적 시술시 대퇴골 간부에 삽입되는 나사못의 고정에 있어서 집중 고정법과 분산 고정법 모두 상황에 따라 선택적으로 이용될 수 있을 것으로 사료된다.

### B. 대퇴골 원위부(Condylar region)

1. 대퇴골 원위부에 나사못이 4개 이상 삽입될 경우 나사못의 삽입 개수보다 삽입되는 위치가 구조적 안정성에 더 큰 영향을 주는 요소로 사료된다.
2. 특히, 골절 부위에 가까운 2개의 hole(f, e-hole)과 후방에 위치한 hole(c-hole)은 충분한 구조적 안정성을 부여하기 위한 'Key hole'이 되므로, 임상 시술시 이 위치에는 잠김 나사못이 반드시 삽입되어야 할 것으로 사료된다

## 참고문헌

- [1] R.P. Mashru, E.A. Perez, "Fractures of the distal femur: current trends in evaluation and management," *Curr. Opin. Orthop.*, vol. 18, pp.41-48, 2007.
- [2] B.R. Bolhfiner, B. Carmen, Clifford, "The results of open reduction and internal fixation of distal femur fractures using a biologic(indirect) reduction technique," *J. Orthop. Trauma*, vol. 10, no. 6, pp.372-377, 1996.
- [3] R.J. Placide, J.H. Lonner, "Fracture of the distal femur," *Curr. Opin. Orthop.*, vol. 10, no. 1, pp.2-9, 1999.
- [4] D.J. Shewring, B.F. Meggitt, "Fracture of the distal femur treated with the AO dynamic condylar screw," *J. Bone Joint Surg.[Br]*, vol. 74, no. B, pp.122-125, 1992.
- [5] R. Sanders, P. Regazzoni, T.P. Ruedi, "Treatment of supracondylar-intracondylar fractures of the femur using the dynamic condylar screw," *J. Orthop. Trauma*, no. 3, pp.214-222, 1989.
- [6] M.J. Albert, "Supracondylar fractures of the femur," *J. A.M. Acad. Orthop. Surg.*, vol. 5, pp.163-171, 1997.
- [7] A. Marti, C. Fankhauser, A. Frenk et al., "Biomechanical evaluation of the less invasive stabilization system for the internal fixation of distal femur fractures," *J. Orthop. Trauma*, vol. 15, no. 7, pp.482-487, 2001.
- [8] K.J. Koval, J.J. Hoelhl, F.J. Kummer et al., "Distal femoral fixation : A biomechanical comparison of the standard condylar buttress plate, a locked buttress plate, and the 95-degree blade plate," *J. Orthop. Trauma*, vol. 11, no. 7, pp.521-524, 1997.
- [9] R. Frigg, "Development of the Locking Compression Plate," *injury, Int. J. Care Injured*, vol. 32:S-B6-S-B10, 2003.
- [10] M.J. Kaab, A. Frenk, A. Schmeling et al., "Locked internal fixator - Sensitivity of screw/plate stability to the correct insertion angle of the screw," *J. Orthop. Trauma*, vol. 18, pp.483-487, 2004.
- [11] T. Goesling, A. Frenk, A. Appenzeller et al., "LISS PLT : Design, mechanical and biomechanical characteristics," *Injury, Int. J. Care Injured*, vol. 34:S-A11-S-A15, 2003.
- [12] R. Frigg, "Locking compression Plate(LCP). An osteosynthesis plate based on the dynamic compression plate and the point contact fixator(PC-Fix)," *Injury, Int. J. Care Injured*, vol. 32:S-B-63-66, 2001.
- [13] C.F. Luo, "Locking compression plating : a new solution for fractures in rheumatoid patients," *Mod Rheumatol*, vol. 15, pp.169-172, 2005.
- [14] R. Frigg, "The development of the distal femur Less Invasive Stabilization System(LISS)," *Injury*, vol.32, no. 3, pp.48-54, 2001.
- [15] H.T. Huang, P.J. Huang, J.Y. Su et al., "Indirect reduction and bridge plating of supracondylar fractures of the femur," *Injury*, vol. 32, no. 2, pp.135-140, 2003.
- [16] A.D. Heiner, T.D. Brown, "Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias," *J. Biomechanics*, vol. 32, pp.773-781, 2001.
- [17] L. Cristofolini, M. Viceconti, "In vitro stress shielding measurements can be affected by large errors," *The Journal of Strain Analysis*, vol. 32, no. 3, pp. 193-200, 1997.
- [18] R.D. McLeish, J. Charnley, "Abduction forces in the one legged stance," *J. Biomechanics*, vol. 3, pp.191-209, 1970.
- [19] M.E. Taylor, K.E. Tanner KE, M.A.R. Freeman, et al., "Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending?," *Med. Eng. Phys.*, vol. 18, no. 2, pp.122-131, 1996.
- [20] "Standard specification and test method for metallic bone plates," ASTM F382-99 .
- [21] www.sawbone.com
- [22] "Standard specification for wrought titanium -6 aluminium-7

- niobium alloy for surgical implant applications(UNS R56700),” ASTM F1295-05.
- [23] G. Bergmann, F. Graichen, A. Rohlmann, “Hip joint loading during walking and running, measured in two patients,” *J. Biomechanics*, vol. 26, no. 8, pp.969-990, 1993.
- [24] N.W. Rydell, “Forces acting on the femoral head prosthesis,” *Acta Orthop. Scand.* vol. 37, no. 88, pp.1-132, 1966.
- [25] J. Cordey, M. Borgeaud, S.M. Perren, “Force transfer between the plate and the bone: relative importance of the bending stiffness of the screw and the friction between plate and bone,” *Injury, Int. J. Care Injured*, vol. 31:S-C21-28, 2000.
- [26] H. Tomkvist, T.C. Heam, J. Schatzker, “The strength of plate fixation in relation to the number and spacing of bone screws,” *J Orthop Trauma*, vol. 10, pp.204-208, 1996.