



다양한 상황에서의 경골 원위부 골절에 대한 안정적 고정 전략을 확립하기 위한 생체역학적 조사: 유한 요소 분석 연구

양성훈*[†] · 이준영*^{†,✉} · 정구희[‡] · 김형태*[†] · 고바우*[†]

조선대학교 의과대학 정형외과학교실*, 조선대학교병원 정형외과[‡], 경상대학교 의과대학 정형외과학교실[‡]

Biomechanical Investigation to Establish Stable Fixation Strategies for Distal Tibial Fractures in Various Situations: Finite Element Analysis Studies

Sung Hun Yang, M.D., Ph.D.*[†], Jun Young Lee, M.D., Ph.D.*^{†,✉}, Gu-Hee Jung, M.D., Ph.D.[‡],
Hyoung Tae Kim, M.D.*[†], Ba Woo Ko, M.D.*[†]

Department of Orthopaedic Surgery, College of Medicine, Chosun University*,
Department of Orthopaedic Surgery, Chosun University Hospital[‡], Gwangju,
Department of Orthopaedic Surgery, Gyeongsang National University College of Medicine[‡], Jinju, Korea

Received February 5, 2024
Revised February 21, 2024
Accepted March 13, 2024

✉Correspondence to:

Jun Young Lee, M.D., Ph.D.
Department of Orthopaedic Surgery,
Chosun University Hospital,
365 Pilmun-daero, Dong-gu,
Gwangju 61453, Korea
Tel: +82-62-220-3147
Fax: +82-62-220-3379
E-mail: leejy88@chosun.ac.kr

Financial support: This study was supported by research fund from Chosun University College of Medicine Scholarship.

Conflict of interests: None.

Purpose: This study examined the structural and mechanical stability as well as the clinical significance of various fixation constructs for distal tibial fractures using finite element analysis.

Materials and Methods: Fracture models with 20 mm and 120 mm defects were produced, and implants of an intramedullary nail and anatomical plate model were applied. An axial load of 800 N with 60% distribution in the medial compartment and 40% in the lateral compartment was applied and analyzed using Ansys® software.

Results: In the intramedullary nail model, the maximum von Mises stress occurred at the primary lag screw hole and adjacent medial cortex, while in the plate model, it occurred at the locking holes around the fracture. The maximum shear stress on the bone and metal implant in the fracture model with a 20 mm defect was highest in the plate assembly model, and in the fracture model with a 120 mm defect, it was highest in the two-lag screw assembly model.

Conclusion: Based on an analysis of the maximum shear stress distribution, securing the fixation strength of the primary lag screw hole is crucial, and the assembly model of the intramedullary nail with two lag screws and a blocking screw applied was the model that best withstood the optimal load. Securing the locking hole directly above the fracture is believed to provide the maximum fixation strength because the maximum pressure in the plate model is concentrated in the proximal locking hole and the surrounding cortex.

Key Words: Distal tibia, Fracture, Finite element analysis

서론

최근 잠금 금속판 기술의 혁신적인 발전으로 금속판 고정 이 관절 내외 원위부 골절의 표준 치료법으로 간주되고 있다. 그러나, 경골의 비골간(non-diaphyseal) 부위 골절에서 골수강내 금속정을 활용한 고정 방법이 발전함에 따라 환자들은 조기 보행 및 신체 기능의 빠른 회복이 가능해졌다. 해부학적으로 경골은 골간에서 원위부로 갈수록 삼각형에서 둥근 모양으로 변화하며, 금속판 고정을 위한 내측 부위는 경골판 때문에 비틀림이 있고 오목한 형태를 가진다.¹⁾ 또한 연부조직이 경골의 내측부를 감싸고 있으며 이 부위에는 근육층이 없어 해부학적으로 원위부 경골과 경골 금속판 사이의 적합성이 좋음에도 불구하고 연부조직 자극을 유발할 수 있다.²⁾

원위부 경골 골절에 대한 내측 금속판 고정 시 고려해야 할 중요한 두 가지 사항이 있다. 첫째, 현재 사용되는 원위 경골 금속판은 주로 백인을 기준으로 개발되었으며, 키와 경골의 내반 변형이 더 작은 아시아인에 대한 해부학적 연구는 아직 미흡하다. 아시아인을 대상으로 한 경골 원위부 내측 금속판의 수술적 정복은 비틀림 및 내반 변형 등의 정렬 이상을 유발할 수 있다. 따라서 아시아인의 경골을 대상으로 한 해부학적 연구를 수행하여 금속판과 경골 사이의 간격을 최소화할 수 있는 최적의 위치를 확인할 필요가 있다. 둘째, 골수강내 금속정과 금속판 고정 간의 고정 강도 차이를 생물역학적으로 결정하는 것이 필요하다. 비관혈적 정복술은 기술적으로 복잡하고 적절한 정렬과 길이를 맞추기 어려울 수 있지만, 최소 침습 고정술은 골절 부위 주변의 추가적인 연부조직 손상을 방지할 수 있어 최근 많이 사용되고 있다.

원위 경골은 골수강이 모래시계 모양으로 변하며 내강의 직경이 커지고 피질이 얇아진다. 따라서 골수강내 금속정만으로는 원하는 고정력을 얻기 어렵고, 교합나사를 사용한 원위 경골 고정장치가 필요하다. 원위 경골 골절에 대한 골수강내 금속정 고정 시 다음과 같은 중요한 사항을 고려해야 한다. (1) 주변 연골 부위에 추가적인 연조직 손상을 초래하지 않으면서 기능적 고정을 어떻게 달성할 것인지, (2) 교합나사가 원위부 조각에 충분한 고정 강도를 제공할 수 있는지, (3) 골수강내 금속정 고정이 생물역학적 이점을 제공하는지, (4) 골수강내 금속정의 고정을 유지하기 위한 추가적인 인공삽입물이 필요한지 등이다.

원위 경골 골절에 대한 최적의 인공삽입물을 선택하기 위해서는 환자와 외과의사의 요소뿐만 아니라 원위 경골 금속판 고정과 금속정 고정 사이의 생체역학적 차이를 실험적

로 확인할 필요가 있다. 이 목적을 위해 유한 요소(finite element, FE) 분석은 정형외과 연구에서 널리 사용되며, 구조-기계적 문제에 대한 뼈와 인공삽입물의 변형률 분석을 수행하여 골절 고정 생체역학에서 발생하는 문제를 해결하는 데 선호되는 방법이다.³⁻⁵⁾ 컴퓨터 시뮬레이션을 통한 생체역학적 연구는 골절 또는 인공삽입물 부위에서의 압력 분포를 어떤 평면에서도 360° 회전하여 분석할 수 있다. 본 연구에서는 원위부 경골 골절을 시뮬레이션한 후 다양한 고정 구조의 구조-기계적 안정성을 결정하기 위해 FE 분석 방법을 사용하였다. 이 연구의 목표는 다음과 같다. (1) 실제 크기의 3차원(three-dimensional, 3D) 경골 모델을 사용하여 원위부 경골의 해부학적 특성을 평가하는 것, (2) 가상 고정에 의한 금속판 적합성을 평가하는 것, (3) 금속판 고정 구조물의 생체역학적 강성을 조사하는 것, (4) 골수강내 금속정 고정의 나사 구성에 따른 생체역학적 차이를 평가하는 것, (5) 임상적 의미를 소개하는 것이다.

대상 및 방법

조선대학교병원 기관생명윤리위원회(Institutional Review Board, IRB)로부터 연구 프로토콜 승인(IRB No. 2023-04-027)을 받은 후 경골 골절의 의료 기록과 방사선 사진을 후향적으로 분석하였으며, 후향적 의무기록 연구로 환자 서면동의서는 IRB에 의해 면제 받았다. 본 연구는 2015년 1월부터 2021년 12월까지 조선대학교병원에서 수행되었고 19세 이상의 경골 골절 환자들을 대상으로 하며, 전이성골종양, 골수염, 하퇴부 변형 또는 관절 문제가 있는 환자들은 제외되었다. 대상자의 컴퓨터 단층촬영(computed tomography, CT) 스캔은 무릎부터 발목 관절까지 수행되었고, 양쪽 경골의 전체 길이를 측정할 수 있었다. 최종적으로 77명의 환자(남성 51명, 여성 26명)가 연구에 참여했으며, 평균 연령은 47.9세(범위 19-82세), 경골의 평균 길이는 35.77 cm(범위 29.00-40.6 cm)였다.

FE 분석을 위해 ZNN[®] (Zimmer Natural Nail[®] System-Tibia; Zimmer Biomet)과 원위부 경골판(Distal Medial Tibial Plate[®]; DePuy Synthes)의 3D 모델을 SolidWorks 2021[®] (Dassault Systems SolidWorks Co.)이라는 3D 컴퓨터 지원 설계(computer-aided design, CAD) 소프트웨어를 사용하여 제작하였다. 원위부 경골의 가상 고정을 위해 실제 크기의 3D 센서(Comet5[®]; Carl Zeiss)를 사용하여 Standard Triangulated Language 형식으로 3가지 모델(DePuy Synthes

금속판 2개, Zimmer 금속판 1개)을 제작하였다.

경골 골절의 CT 데이터를 Mimics® 소프트웨어(Materialise Interactive Medical Image Control System; Materialise)를 이용하여 활용하였고 반대쪽 정상적인 경골을 이용하여 아시아인의 골수강을 포함한 경골과 비골의 3D 모델을 재구성하였다. 발목뼈와 원위 대퇴골을 제거하고, Mimics®를 사용하여 실제 크기의 아시아인 경골과 비골의 3D 모델을 360도 자유롭게 회전하고 확대·축소할 수 있게 하였다.

표준 4세대 합성 인조 경골 및 비골 뼈 모델(Sawbones)의 상용 CAD 3D 영상 파일을 활용하였다. 경골 모델을 만들기 위해 3D-Matics® 소프트웨어(Materialise Interactive Medical Image Control System; Materialise)로 경골과 비골의 3D CAD 모델을 가져왔다. 3D-Matics® 소프트웨어의 이동 도구를 사용하여 경골 연조직의 이상적인 조정과 대칭성을 시뮬레이션하였고 비골의 최종 위치와 발목 관절의 정복 적절성은 경험 많은 외과 의사에 의해 미세 조정되고 확인되었다. 마지막으로, 전방 하부 경골 인대, 후방 하부 경골 인대 및 골간 인대를 포함한 합성 인대(가로 20 mm, 두께 2 mm)를 생성하여 해부학적 위치에 배치하였다(Fig. 1; finite element analysis [FEA] model).

인공삽입물과 뼈의 3D 모델을 얻은 후, Mimics® 소프트웨어의 이동 도구를 사용하여 원위 경골 금속판을 가상으로

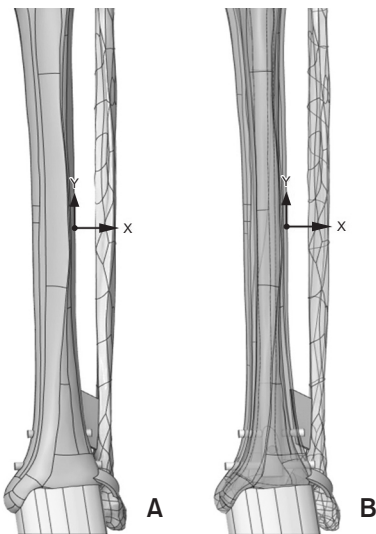


Fig. 1. (A, B) The tibiofibular model was produced from three-dimensional (3D) computer-aided design files, which were imported into 3D-Matics® software. The ideal reduction and symmetric congruency of distal tibiofibular syndesmosis were simulated, and syndesmosis ligaments (20 mm in width and 2 mm in thickness), including the antero-inferior tibiofibular ligament, posteroinferior tibiofibular ligament, and interosseous ligament were formed in their anatomical positions.

안쪽에 배치하고 정렬하였다. 사용된 방법은 금속판과 뼈 사이의 간격을 최소화하여 최대한의 일치를 얻기 위해 일반적으로 받아들여지는 방식을 이용하였다(Fig. 2; plating).

원위 경골 골절은 관절 표면으로부터 50 mm 위에 평행하게 설정되었으며, 이는 한 변의 길이가 1.6 mm인 정사각형을 만든다는 정의에 기초한 것이다.^{1,6)} 금속나사에 의해 지지되지 않는 뼈 분쇄 및 켜기 조각을 시뮬레이션하기 위해 원위 경골 간부 골절의 골 손실이 발생하였고, 이는 해부학적으로 정복된 것으로 간주되었다.

Ansys® 소프트웨어(Ansys 19.0; Ansys Inc.)에 인공삽입물과 뼈의 3D 모델을 가져와 FE 모델을 구축하였다. 이때 다음과 같은 원칙을 고려하여 고정 장치를 구성하였다. (1) 잠금 구멍의 고정 각도를 기반으로 원위 경골 금속판의 나사 궤적을 결정하였다. (2) 금속판과 금속정 사이의 접촉은 차단 머리나사(locking head screw) 메커니즘을 시뮬레이션하도록 설계되었다. (3) 반대 피질을 확보하기 위해 금속판과 금속정의 모든 나사가 최소 2 mm 이상 튀어나오도록 설계하였다. 모델의 원위 끝은 발목 관절에 맞추기 위해 종골의 형태를 따르는 정사각형 구조로 고정되었으며, 다음과 같은 조립 모델이 구성되었다. (1) 골절이 없는 원위 금속판/금속정 고정 모델, (2) 20 mm 골 손실이 있는 원위 금속판/금속정 고정 모델, (3) 120 mm 골 손실이 있는 원위 금속정 고정 모델이다. 금속정으로 고정된 모델은 원위 금속정 고정 구성에 따라 결합되었다. 이는 1차 중외측(mediolateral) 교합나사, 2차 전후측(anteroposterior) 교합나사, 3차 중외측 교합나사 및 차단나사(Fig. 3; FEA models)이며 이전 연구들에서 잘 수립되고 승인된 시험 접촉 설정 방법에 따라 실행되었다. 성인이 한 발로서 있는 동안 무릎에 가해지는 하중을 시뮬레이션하기 위

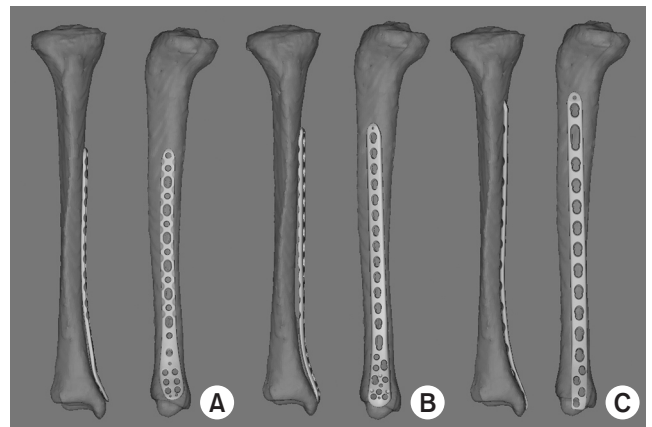


Fig. 2. Distal tibial plates were placed in the ideal position. (A) Distal tibial plate of Zimmer. (B, C) Distal tibial plates of Depuy Synthes.

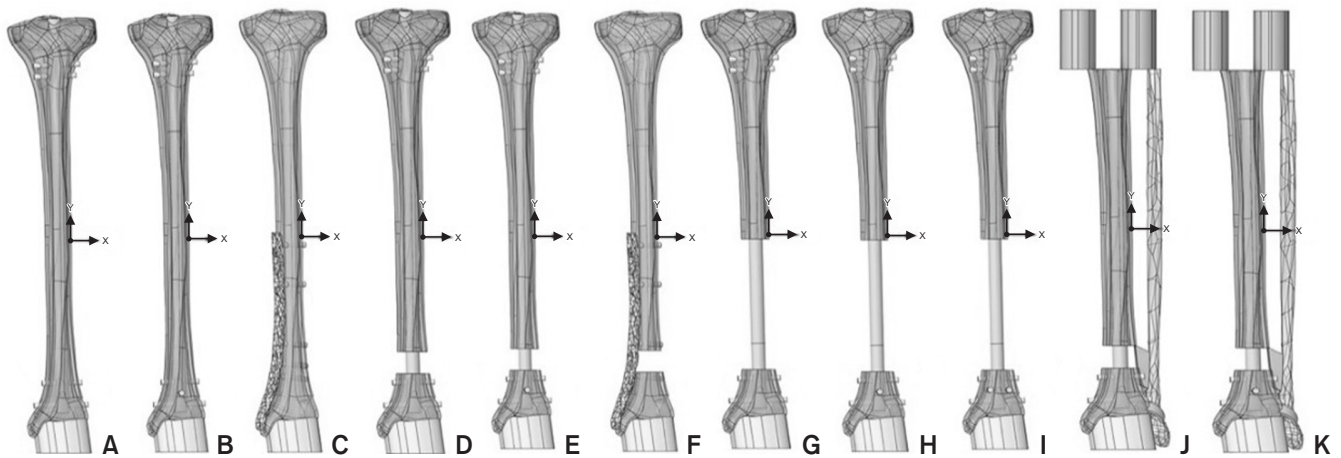


Fig. 3. Assembly models were constructed as follows. No tibia fracture group: (A) intramedullary nail (IMN) fixation model of two-screw, (B) three-screw, and (C) plating model. Tibia 20-mm gap group: (D) IMN fixation model of two-screw, (E) three-screw, and (F) plating model. Tibia 120-mm gap group: (G) IMN fixation model of two-screw, (H) three-screw, and (I) blocking screw model. Tibiofibular 20-mm gap group: (J) IMN fixation model of two-screw and (K) three-screw model.

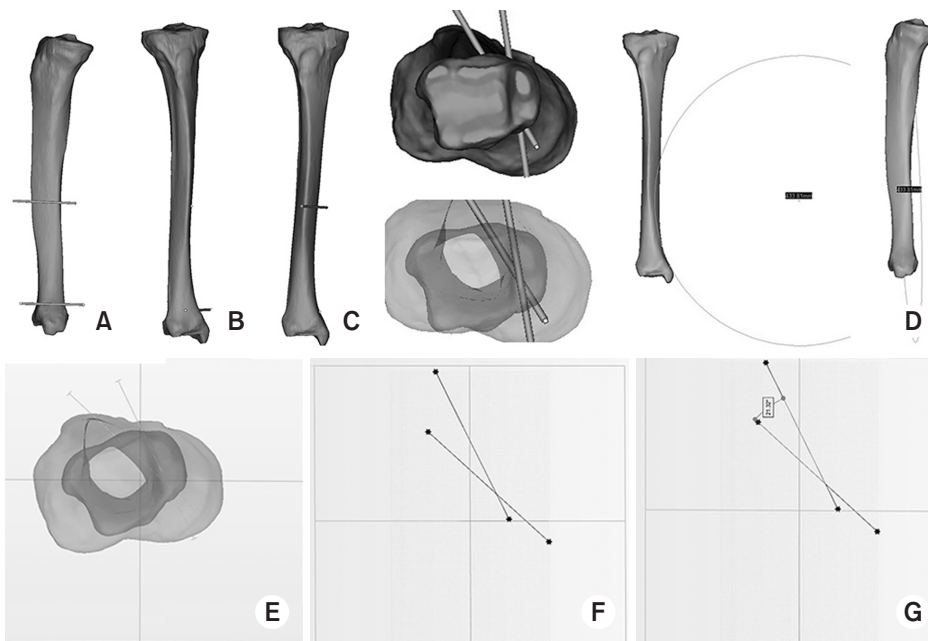


Fig. 4. (A-D) Two reference lines were virtually placed and aligned on the medial surface of the middle shaft and distal shaft using the Mimics® software. (E, F) Tibia models were converted from three-dimensional (3D) models into two-dimensional axial models using 3D-Matics® software. The acute angle by two reference lines was measured as distal tibial torsion. (G) According to these three points, the DOC (diameter of the curve) of the distal medial surface was measured.

해 800 N의 축력이 적용되었으며, 이 중 60%는 내측 구획에, 40%는 외측 구획에 분배되었다.^{7,8)} 축 방향 압축 하중은 두 개의 실린더를 사용하여 적용되었다. 모델의 근위부는 경골과 비골의 압력 분포를 배제하기 위해 제거되었으며, 이로 인해 모델에서 비틀림 결과를 평가할 수 없었다.

4세대 Sawbones에 대한 제조사의 사양에 따라, 합성 경골과 비골의 재료 특성을 지정하였다. 피질골의 영률(Young's modulus)은 7,200 MPa로, 포아송 비율(ν)은 0.350으로 설정되었다. 해면골의 경우 영률은 135 MPa, 포아송 비율은

0.225로 설정되었다. 밀도는 피질골의 경우 1.5 g/cm^3 , 해면골의 경우 0.2 g/cm^3 였다.^{9,10)} 본 연구에서는 인공삽입물의 모든 금속을 티타늄 합금으로 가정하였고, 이는 균질성, 등방성, 탄성의 특성을 가진다고 여겨진다. 티타늄 합금의 영률은 96,000 MPa, 포아송 비율은 0.36, 인공삽입물 밀도는 4.62 g/cm^3 로 설정하였다. 구조용 강재의 영률은 200,000 MPa, 포아송 비율은 0.3이었다.⁹⁾ 인공삽입물은 뼈와 직접 접촉하였으며, 금속판 또는 금속정의 표면, 금속정 및 뼈 사이의 상호작용은 다음과 같이 정의되었다. (1) 금속

판과 차단나사 사이의 연결은 완전히 결합된 것으로 가정하였다. (2) 금속판과 금속정은 기계적 부하로 인해 뼈와 함께 조각 사이로 미끄러질 수 있다고 가정하였다.^{11,12)} (3) 피질골과의 나사 연결은 접합되었으며, (4) 교합나사와 금속정의 구멍 사이는 슬라이딩 접촉이 있는 것으로 모델링하였다.¹¹⁾ 상용화된 Ansys® 소프트웨어를 사용하여 FE 분석을 수행하였고, 이때 von Mises stress (VMS)를 사용하였다.

실제 크기의 3D 경골 모델의 원위부 뒤틀림을 측정하기 위해 Mimics® 소프트웨어를 사용하였다. 두 개의 기준선은 경골 전체 길이의 1/2 지점인 중간 간부의 내측 표면과 경골 원위 관절면의 50 mm의 상방인 원위 골간단에 가상으로 배치 및 정렬되었다. 그런 다음 3D 경골 모델은 3D-Matics® 소프트웨어로 가져와 2D 축 모델로 변환되어 경골 비틀림의 투영 오차를 제거하였다. 두 개의 기준선이 형성하는 예각은 원위 경골 비틀림으로 측정되었다(Fig. 4; tibial torsion). 다음

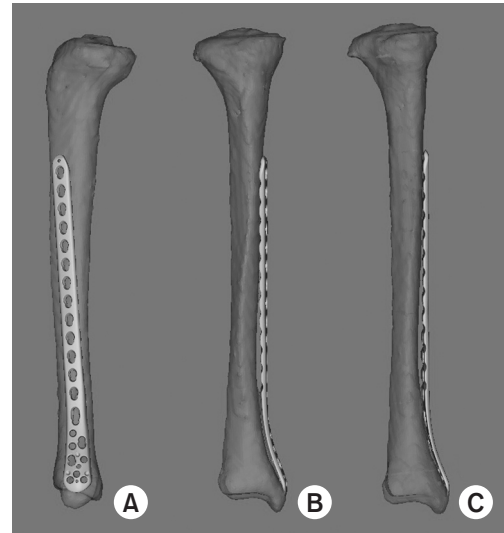


Fig. 5. (A-C) By moving the plate anteriorly, the gap was increased in the distal diaphysis, and the mismatch could be visualized clearly in the internal rotational view.

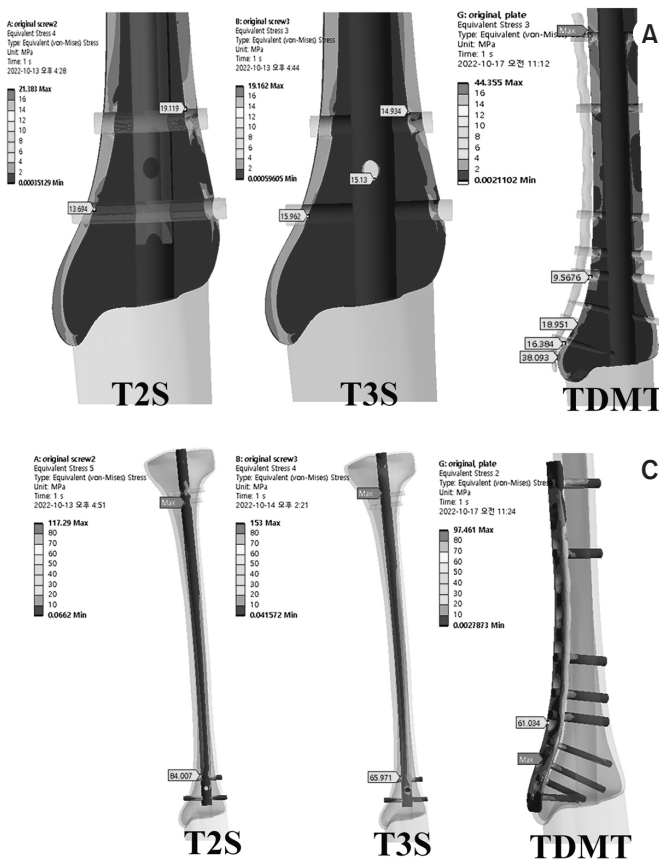


Fig. 6. (A) Stress distribution areas had maximum von Mises stress (VMS) values at the lateral cortex around the 1st interlocking screw in intramedullary nail (IMN) models and at the medial cortex of most proximal hole under the plate in the plating model. (B) The VMS value of the tibia in the similar area was the lowest in the plating model (TDMT). (C) Stress distribution areas had the maximum VMS values at the 1st hole for the interlocking screw in IMN models and the 3rd locking hole from the distal end in the TDMT model. (D) The VMS value of implant in the similar area was highest in the IMN of two-screw model (T2S). T3S: three-screw model.

으로, Mimics® 소프트웨어 내 측정 도구를 사용하여 신뢰할 수 있는 지점을 선택하였다. 원위 경골 표면의 내측에 있는 세 개의 지점(점 a는 중간 간부에 위치하고, 점 c는 내측 족부 2 cm에 위치하며, 점 b는 점 a와 c 사이의 동일한 거리에 위치)을 기반으로 경골의 원위부 내측 표면의 곡선 직경(diameter of the curve, DOC)이 측정되었다(Fig. 4; tibial torsion). 모든 측정 도구의 정확한 위치는 숙련된 외과의사에 의해 세밀하게 조정되고 확인되었다.

유사한 하중과 경계 조건을 갖는 연구에서 문헌에 보고된 값과 비교함으로써 FE 분석이 검증되었다.¹³⁾ 발목 관절 연골과 경비인대 관절은 시뮬레이션에서 고려되지 않았기 때문에, 근육과 인대의 연조직 힘은 사용되지 않았다. 계산 모델 결과에는 교합나사 구멍, 차단나사 구멍 및 경골 피질에 대한 최대 VMS가 포함되었다.

수치 자료는 평균과 범위 또는 평균과 표준편차로 제시되었다. 통계적 유의성은 $p < 0.05$ 로 설정하였고 모든 통계 분석

은 윈도우용 IBM SPSS 통계 분석 프로그램(ver. 20.0; IBM Corp.)을 사용하여 수행하였다.

결 과

경골 간부가 삼각형에서 둥근 모양으로 변하고 골간에서 골간단으로 갈수록 전내측 방향으로 뒤틀리는 것이 명확하게 관찰되었다. 경골의 평균 길이는 35.77 cm (범위 29.00–40.6 cm, 표준편차 2.57 cm)였으며, 원위부 비틀림의 평균 값은 30.06° (범위 12.74° – 48.76° , 표준편차 6.50°)였다. 원위부 DOC의 평균 값은 436.46 mm (범위 287.52–436.46 mm, 표준편차 67.62 mm)였다. 독립표본 t -검정 결과, 성별은 원위 비틀림($p=0.425$) 또는 원위 DOC ($p=0.114$)에 통계적으로 유의한 영향을 미치지 않았다. 원위 비틀림은 원위 DOC와 통계적으로 상관관계가 있었으나($p=0.039$), 경골 길이와는 상관관계가 없었다. 원위부 경골 금속판 고정 컴퓨터 시물

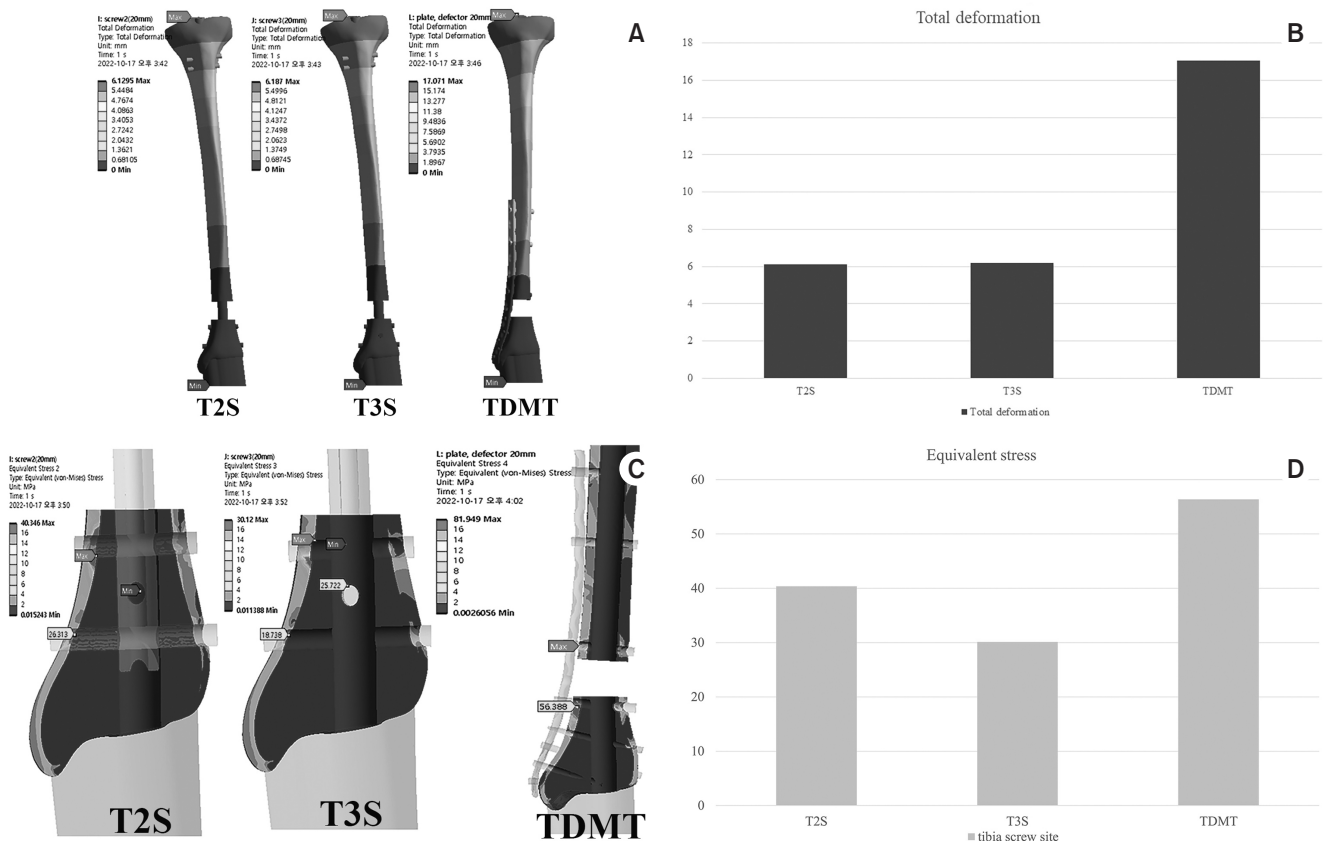


Fig. 7. (A) The assembled tibia model with a 20-mm gap indicates the maximum displacement occurring at the upper part of the tibia. (B) The total displacement was the highest in the TDMT model. (C) Stress distribution areas had the maximum von Mises stress (VMS) values at the medial cortex around the 1st interlocking screw in IMN (intramedullary nail) models and at the medial cortex of just the proximal hole above the fracture in the TDMT model. (D) The VMS distribution of the distal fixation constructs was the highest in the TDMT model. T2S: two-screw model, T3S: three-screw model, TDMT: plating model.

레이션에서는 골절이 흔히 발생하는 골간-골간단 접합부에서 경골과 금속삽입물의 불일치가 두드러졌다. 금속판을 전방으로 이동시키면 원위부 골간의 간격을 증가시키고, 내부 회전 뷰에서 불일치를 명확하게 시각화할 수 있었다(Fig. 5; plate Mal). 금속판의 적합성에 기반한 정복 시 내전 및 외측 회전 변형이 발생할 수 있음을 시사한다. 금속판을 후방 경계를 따라 이동시키면 원위 경골 비틀림으로 인해 내부 회전 정렬이 심각하게 어긋날 수 있다(Fig. 5; plate Mal).

골절이 없는 조립된 경골 모델은 경골 상부에서 최대 전위가 발생하였으며, 총 전위는 2개의 교합나사 모델에서 3.00 mm, 3개의 교합나사 모델에서 4.17 mm, 금속판 모델에서 4.75 mm였다. 경골에 대한 VMS 분포를 평가한 결과는 다음과 같았다(Fig. 6; no fracture). 골수강내 금속정 모델에서는 가장 큰 VMS 값이 금속정 모델의 1차 교합나사 주변의

외측 피질에서 나타났다. 금속판 모델에서는 가장 큰 VMS 값이 근위 구멍의 내측 피질에서 관찰되었다. 2개의 교합나사 모델에서 최대 VMS는 19.12 MPa이었고, 3개의 교합나사 모델에서는 14.94 MPa이었다. 금속정 모델과 유사한 영역에서 VMS 값은 9.56 MPa이었다. 원위 고정 구조물의 VMS 분포는 금속정 모델의 첫 번째 교합나사의 첫 번째 구멍에서 가장 큰 값을 보였으며, 금속판 모델에서는 위에서 세 번째 잠금 구멍에서 가장 큰 값을 보였다. 2개의 교합나사 모델의 최대 VMS 값은 84.01 MPa, 3개의 교합나사 모델은 65.97 MPa, 금속판 모델은 97.03 MPa이었다. 그러나 금속정 모델의 첫 번째 구멍과 유사한 영역에서 다섯 번째 잠금 구멍의 VMS 값은 61.03 MPa이었다.

골 손실이 없는 조립된 경골 모델에서는 20 mm의 최대 변위가 경골 상부에서 관찰되었다(Fig. 7; 20 mm models). 2개

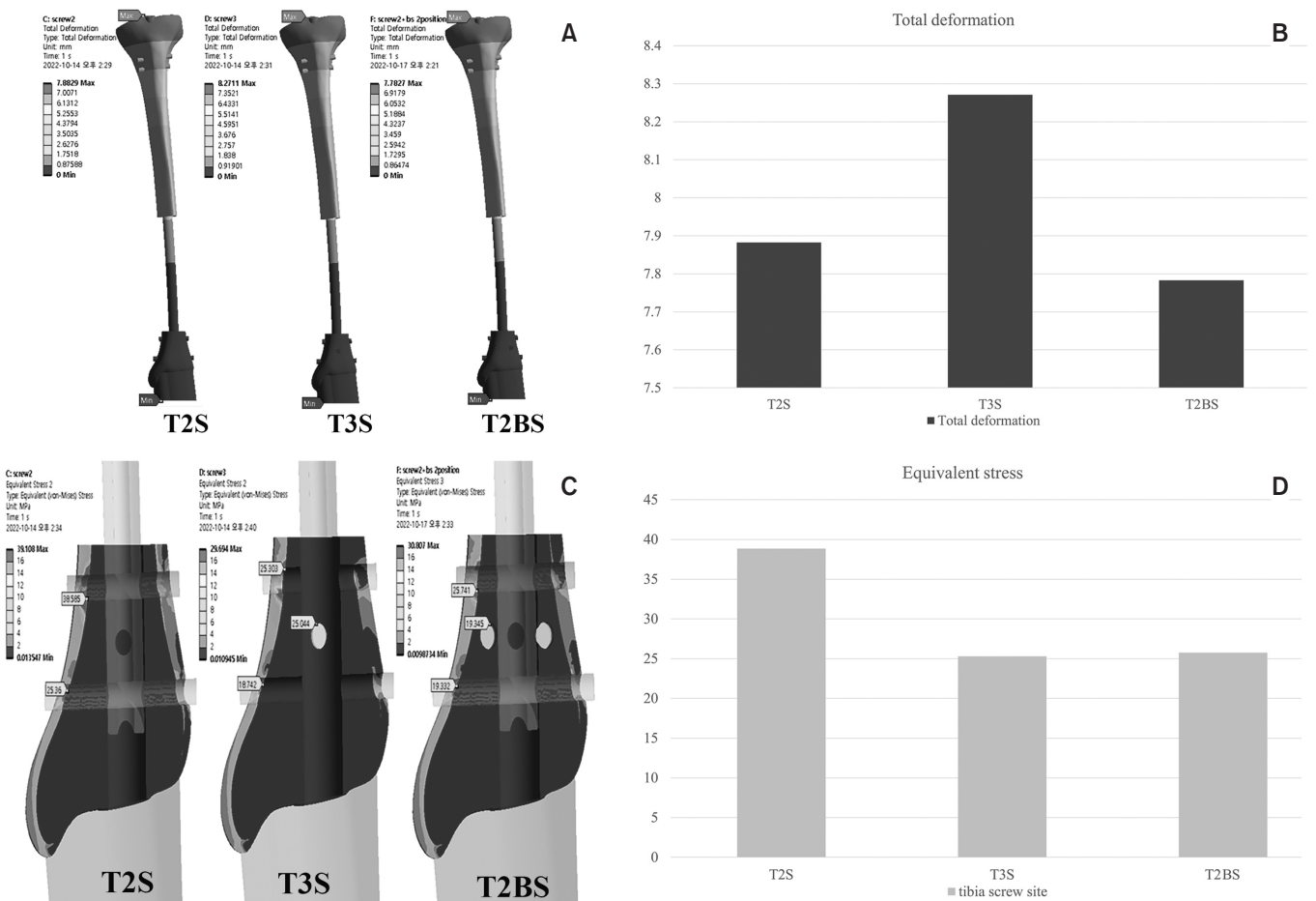


Fig. 8. (A) The assembly tibia model with a 120-mm gap indicates the maximum displacement occurring at the upper part of the tibia. (B) Total displacement was the highest in the IMN of three-screw model (T3S). (C) Stress distribution of the implant had the maximum von Mises stress (VMS) values in the 1st interlocking screw hole. (D) VMS distribution of implant was the highest in the T2S model. T2S: two-screw model, T2BS: blocking screw model.

의 교합나사 모델의 총 변위는 6.13 mm, 3개의 교합나사 모델은 6.19 mm, 금속판 모델은 17.07 mm였다. 압력 분포 영역에서 금속정 모델의 첫 번째 교합나사 주위의 내측 피질과 금속판 모델의 골절 상부 구멍 위쪽의 내측 피질에서 최대 VMS 값을 나타냈다. 2개의 교합나사 모델에서 첫 번째 교합나사 주위의 내측 피질에서 최대 VMS는 40.35 MPa, 3개의 교합나사 모델에서는 30.12 MPa이었다. 금속정 모델과 유사한 영역에서 VMS는 56.39 MPa이었다. 원위 고정 구조물의 VMS 분포도 평가되었다. 압력 분포 영역에서 금속정 모델의 첫 번째 교합나사의 첫 번째 구멍과 금속판 모델의 골절 부위 아래쪽의 다섯 번째 잠금 구멍에서 최대 VMS가 관찰되었다. 2개의 교합나사 모델의 최대 VMS는 251.21 MPa, 3개의 교합나사 모델은 202.70 MPa, 금속판 모델은 510.42 MPa이었다.

골 손실이 없는 조립된 경골 모델에서는 120 mm의 최대 변위가 경골 상부에서 발생하는 것으로 나타났다(Fig. 8;

120 mm model). 2개의 교합나사 모델의 총 변위는 7.88 mm, 3개의 교합나사 모델은 8.27 mm, 차단나사 모델은 7.78 mm였다. 경골의 VMS 분포가 평가되었다. 압력 분포 영역에서는 금속정 모델의 첫 번째 교합나사 주위의 내측 피질에서 최대 VMS 값을 가졌다. 2개의 교합나사 모델에서 첫 번째 연동나사 주위의 내측 피질에서 최대 VMS는 38.86 MPa, 3개의 교합나사 모델에서는 25.30 MPa이었다. 차단나사 모델에서는 25.74 MPa이었다. 원위 고정 구조물의 VMS 분포도 평가되었다. 압력 분포 영역에서는 금속정 모델의 첫 번째 교합나사의 첫 번째 구멍에서 최대 VMS 값을 가졌다. 2개의 교합나사 모델의 최대 VMS는 243.65 MPa, 3개의 교합나사 모델은 198.71 MPa, 차단나사 모델은 187.17 MPa이었다.

경비골 모델의 VMS 분포가 평가되었다. 결과는 Fig. 9 (tibiofibular model)에 나와 있다. 압력 분포 영역에서는 경비골 모델과 경비골 모델 모두 내측 피질 주위의 첫 번째 교합나사에서 최대 VMS 값을 가졌다. 경비골 모델의 최대 VMS 값

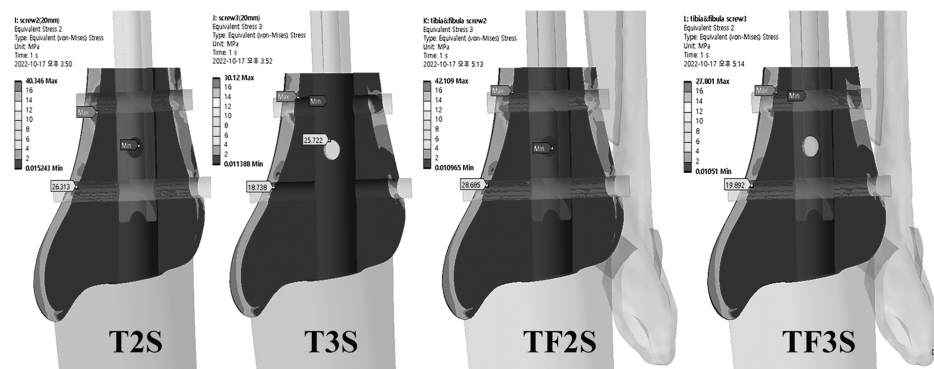


Fig. 9. Assembled tibiofibular model with a 20-mm gap indicates the maximum von Mises stress distribution in the 1st interlocking screw hole, similar to the tibia model. T2S: two-screw model, T3S: three-screw model, TF2S: tibiofibular two-screw model, TF3S: tibiofibular three-screw model.

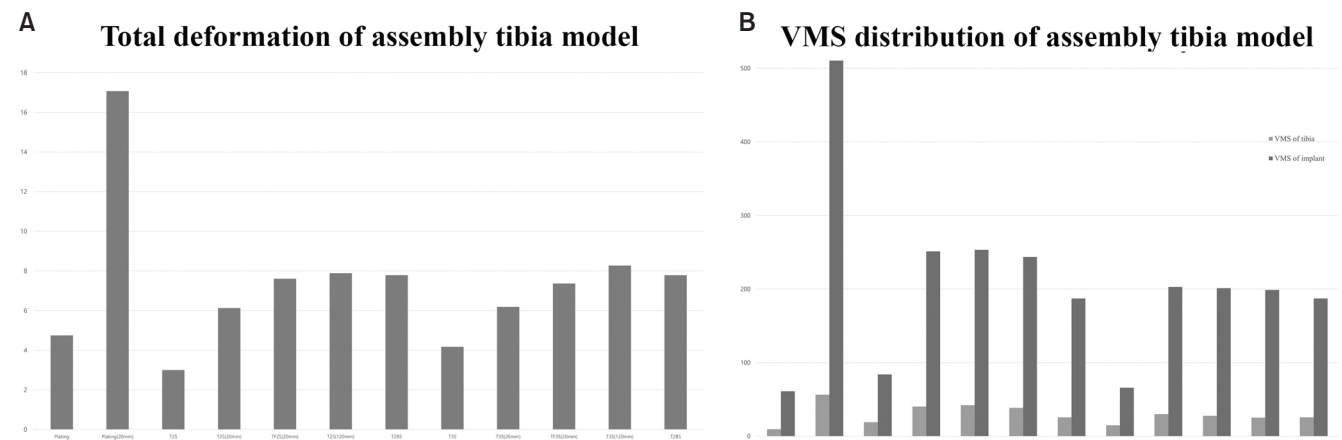


Fig. 10. (A) Total deformation of the fixation construct was the highest in the plating tibia with a 20-mm gap. Among the fixation constructs of a 120-mm gap, the blocking screw model (T2BS) had the least deformation. Thus, it was stiffer than the three-screw model. (B) Among the fixation constructs of the 120-mm gap, the T2BS model had the least von Mises stress (VMS) distribution of the implant. Thus, it was biomechanically more stable than the T3S model. The units on the vertical axis are mm (A) and MPa (B). T2S: two-screw model, TF2S: tibiofibular two-screw model, T3S: three-screw model, TF3S: tibiofibular three-screw model.

은 2개의 교합나사 모델에서 42.11 MPa, 3개의 교합나사 모델에서는 27.80 MPa이었다. 원위 고정 구조물의 VMS 분포도 평가되었다. 압력 분포 영역에서는 경골 모델과 경비골 모델 모두 교합나사의 첫 번째 구멍에서 최대 VMS 값을 가졌다. 경비골 모델의 최대 VMS 값은 2개의 교합나사 모델에서 253.29 MPa, 3개의 교합나사 모델에서는 201.14 MPa이었다. 유의한 VMS 차이는 없었지만, 경비골 모델은 원위 경골과 원위 고정 구조물에서 약간 더 낮은 VMS 값을 가졌다.

고 찰

원위부 경골 골절을 치료하기 위해서 골수강내 금속정을 이용한 고정술과 금속판을 이용한 고정술 중 하나를 선택하는 것이 중요하다. 금속판 고정술은 잠김 금속판 기술을 기반으로 한 교량 금속판이 점차 많이 사용되고 있으며 여러 이점을 제공한다. 반면, 골수강내 금속정을 이용한 고정술은 생체역학적 하중 공유 기능, 연조직 외피 위반 최소화, 그리고 공간 점유 감소 효과 등 여러 이점을 가지고 있다.^{1,14)} 원위부 경골 골절을 관리하기 위해서는 각각의 방법의 장단점을 고려하여 금속정 고정술과 금속판 고정술 중에서 적절한 방법을 선택하는 것이 중요하다. 골절 특성, 연조직 상태 등 다양한 요소를 고려할 수 있지만, 원위 고정 구조의 생체역학적 안정성이 인공삽입물 선택의 핵심 요건이 된다. 따라서 이 연구는 분쇄된 영역과 뼈기 조각이 있는 원위 경골 골절 시뮬레이션을 통해 다양한 원위 고정 구조의 구조적 및 기계적 안정성을 평가하기 위해 FE 분석을 수행하였다. 이 계산 분석을 통해 몇 가지 흥미로운 결과를 확인할 수 있었다.

첫째, 20 mm 간격의 도금 모델은 20 mm 간격의 골수강내 금속정 모델에 비해 경골 및 원위 고정 구조의 변형이 크게 증가하고 매우 다른 압력 분포를 보였다(Fig. 10; comparison). 골수강내 금속정 모델의 압력 분포와 관련하여, 원위 경골과 원위 고정 구조는 첫 번째 교합나사 주변의 내측 피질과 첫 번째 교합나사 구멍에서 각각 최대 VMS 값을 보였다. 따라서 첫 번째 교합나사의 완전한 골조 확보가 골수강내 금속정의 최적 강도를 달성하는 데 필수적인 요소일 수 있다. 금속판 모델의 응력 분포와 관련하여, 원위 경골과 원위 고정 구조는 골절 부위 위의 근위 구멍 바로 아래의 내측 피질에서 각각 최대 VMS 값을 보였다. 이러한 결과는 골절 부위 주변 두 개의 차단나사가 고정 구조를 유지하는 데 중요하다는 것을 나타낸다. 따라서 이러한 나사들은 측면 피질에 완전히 고정되어야 하며, 원위 금속판을 고려할 때 가능한 한 가까운

위치에 배치되어야 한다. 또한, 원위 경골 금속판을 위한 가교 금속판의 경우, 두 개의 차단나사를 골절 부위에 가능한 한 가까운 위치에 배치해야 한다.

둘째, 120 mm 간격의 원위 경골 골절 모델에서는 상당한 간격을 가진 골절에 부적절한 금속판 고정술 모델을 만들지 않았다. 이러한 상황에서는 외과의사들이 교합나사와 차단나사를 결합하여 원위부 고정 구조를 결정해야 한다. 본 연구에서는 2차 전후측 교합나사를 교체한 세 가지 모델(2개의 교합나사, 3개의 교합나사 및 차단나사 모델)을 만들었다. 120 mm 간격의 고정 구조 중 차단나사 모델이 가장 변형이 적었으며, 이는 3개의 교합나사 모델보다 더 견고했다. 인공삽입물의 VMS 분포는 금속의 영향을 나타내는 지표이며, 이는 하중 분담의 역학으로 설명할 수 있다.¹⁵⁾ 차단나사 모델과 3개의 교합나사 모델을 비교했을 때, 인공삽입물의 최대 VMS 값은 첫 번째 교합나사 구멍에서 감소했다. 인공삽입물의 압력 값이 높을수록 인공삽입물 파손의 가능성이 높아지므로, 골 손실이 있는 원위부 경골 골절의 금속정 고정 전략은 3개 교합나사 기술보다 차단나사 기술이 더 좋을 수 있다. 추가적인 차단나사 조합의 필요성에 대한 연구가 필요할 것으로 보인다.

셋째, 원위부 고정 구조의 3D 경비골 모델을 구성하기 위해 제조업체의 사양서로부터 재료 특성을 얻을 수 있는 상용 CAD 3D 모델을 사용했다. 경골 모델과 경비골 모델을 비교했을 때, 경비골 모델은 원위부 경골 및 원위부 고정 구조 모두에서 VMS 값이 약간 더 낮았다. 비골 골절의 중요성은 이미 입증된 바 있고, 이 모델의 유용성을 다시 한 번 확인할 수 있었다. 그러나 기술적인 어려움과 해석의 불일치로 인해 경골 골절이나 금속판 고정 모델을 만들지 못했다.

넷째, 원위부 경골 비틀림에 대한 컴퓨터 시뮬레이션 연구를 통해 원위부 비틀림은 평균 $30.06^{\circ} \pm 6.50^{\circ}$, 원위부 DOC는 평균 436.46 ± 67.62 mm의 아시아 데이터를 확인할 수 있었다. 흥미롭게도, 원위부 비틀림은 원위부 DOC와 통계적으로 상관관계가 있었지만($p=0.039$), 경골 길이와는 상관관계가 없었다($p=0.989$). 아시아인은 키가 작고 내반 경골을 가지고 있어 원위부 경골 비틀림이 백인과 비교했을 때 두드러질 수 있다. 이러한 연구 결과는 원위부 경골의 3D 형태학적 특성을 이해하는 데 유용하며, 수술 전이나 수술 중에 원위부 경골 금속판의 굽힘과 비틀림을 수정하는 데 활용될 수 있다. 또한, 아시아인을 위해 원위부 경골의 비틀림과 전방-측방 각도를 증가시킬 수 있는 새롭고 혁신적인 인공삽입물의 설계가 필요하다.

이 생체역학 연구는 몇 가지 한계를 가지고 있다. 첫째, 연구에서는 연조직을 고려하지 않고 원위 경골에 대한 고도로 간단화된 모델을 사용하여 시뮬레이션을 수행했다. 둘째, 연구 결과는 원위 경골 골절이 완벽하게 정렬되어 있고 간극이 있는 상태를 반영하고 있어 상당히 기술적인 특징을 가지고 있었다. 셋째, 기술적인 어려움으로 인해 인공삽입물과 뼈 사이의 마찰을 고려할 수 없었다. 그럼에도 불구하고, FE 분석을 통해 동일한 조건에서 경골의 구조-기계적 강도와 VMS 분포, 그리고 인공삽입물을 평가할 수 있었다. 인공삽입물의 선택은 전위, 골절 유형, 생리학적 연령 및 골질에 따라 결정되어야 하지만, 본 연구 결과는 구조적 강도를 극대화하고 고정 실패를 최소화하는 기술적 관련성을 제안할 수 있다. 사체를 사용한 생체역학적 실험은 골절 고정 장치의 주요 안정성 평가를 제공하는 최적 표준(gold standard)이지만, 원위 경골 골절을 위한 안정적인 고정 전략을 수립하기 위한 이 3D 모델링은 시뮬레이션으로(*in silico*) 실험될 수 있다. 따라서, 향후에는 새로운 모델을 구성할 필요 없이 추가 실험을 수행하고 인공삽입물의 위치 및 유형, 골절의 특성 및 고정 구조물을 포함한 수치 매개변수를 변경할 수 있을 것이다.

결론

원위부 골절 고정을 유지하기 위해서는 골수강내 금속정에서 첫 번째 교합나사를 완전히 확보하고 금속판 고정에서는 골절의 잠금 구멍 바로 위로 나사를 위치시키는 것이 가장 중요하다. 골수강내 금속정 고정에서는 3개 교합나사 모델이 2개 교합나사 모델보다 생체역학적으로 안정적이었으며, 차단나사 모델은 3개 교합나사 모델보다 구조적 안정성이 더 높았다. 인공삽입물과 경골의 응력 분포를 고려할 때, 분쇄골절의 경우 골수강내 금속정 모델이 금속판 고정 모델보다 안정적이었으며, 3개 교합나사 모델이 2개 교합나사 모델보다 우수한 결과를 보였다. 광범위한 분쇄의 경우, 1차 교합나사 구멍 주변에 응력이 적고 고정 장치의 변형이 적기 때문에 차단나사 고정의 금속정 모델이 3개 교합나사 모델보다 생체역학적으로 우수한 결과를 보였다.

요약

목적: 유한 요소 분석을 활용하여 원위 경골 골절에 대한 다양한 고정 구조물의 구조적·기계적 안정성 및 임상적 의미를 파악하고자 하였다.

대상 및 방법: 20 mm 및 120 mm 결함이 있는 골절 모델을 제작하고, 골수강내 금속정과 해부학적 금속판 모델의 인공삽입물을 적용하였다. 내측 구획에 60%, 측면 구획에 40%의 분포를 가진 800 N의 축력을 적용하고 Ansys® 소프트웨어를 사용하여 분석하였다.

결과: 골수강내 금속정 모델에서 최대 전단 응력은 1차 교합나사 구멍과 주변 내측 피질에서 발생하였고, 금속판 모델에서는 골절 주변의 잠금 구멍에서 발생하였다. 20 mm 결함이 있는 골절 모델에서 뼈 및 금속삽입물에 걸리는 최대 전단 응력은 금속판형 조립 모델에서 가장 컸고 120 mm 결함이 있는 골절 모델에서는 2개의 교합나사 조립 모델에서 가장 컸다.

결론: 최대 전단 응력 분포를 기준으로 분석한 결과, 1차 교합나사 구멍의 고정력 확보가 가장 중요하며, 최적의 하중을 견디는 모델은 골수강내 금속정 조립 모델 중 2개의 교합나사와 차단나사가 적용된 조립 모델이었다. 금속판 모델에서 최대 압력이 근위부 잠금 구멍과 둘러싸인 피질에 집중되는 것을 고려할 때, 골절 바로 위의 잠금 구멍을 고정하면 최대 고정력을 확보할 수 있을 것으로 생각된다.

색인 단어: 원위경골, 골절, 유한 요소 분석

ORCID

양성훈, <https://orcid.org/0000-0002-9806-4015>
이준영, <https://orcid.org/0000-0002-9764-339X>
정구희, <https://orcid.org/0000-0002-9751-4678>
김형태, <https://orcid.org/0000-0001-5616-4854>
고바우, <https://orcid.org/0009-0001-8030-3639>

References

1. Bedi A, Le TT, Karunakar MA: Surgical treatment of nonarticular distal tibia fractures. J Am Acad Orthop Surg, 14: 406-416, 2006.
2. Kuhn S, Greenfield J, Arand C, et al: Treatment of distal intraarticular tibial fractures: a biomechanical evaluation of intramedullary nailing vs. angle-stable plate osteosynthesis. Injury, 46 Suppl 4: S99-S103, 2015.
3. Kluess D: Element analysis in orthopaedic biomechanics. In: Moratal D ed. Finite element analysis. IntechOpen: 151-170, 2010.
4. Kwak DK, Kim WH, Lee SJ, Rhyu SH, Jang CY, Yoo JH: Biomechanical comparison of three different intramedullary nails

- for fixation of unstable basicervical intertrochanteric fractures of the proximal femur: experimental studies. *Biomed Res Int*, 2018: 7618079, 2018.
5. Dragomir-Daescu D, Salas C, Uthamaraj S, Rossman T: Quantitative computed tomography-based finite element analysis predictions of femoral strength and stiffness depend on computed tomography settings. *J Biomech*, 48: 153–161, 2015.
 6. Robinson CM, McLauchlan GJ, McLean IP, Court-Brown CM: Distal metaphyseal fractures of the tibia with minimal involvement of the ankle. Classification and treatment by locked intramedullary nailing. *J Bone Joint Surg Br*, 77: 781–787, 1995.
 7. Raja Izaham RM, Abdul Kadir MR, Abdul Rashid AH, Hos-sain MG, Kamarul T: Finite element analysis of Puddu and Tomofix plate fixation for open wedge high tibial osteotomy. *Injury*, 43: 898–902, 2012.
 8. Sonoda N, Chosa E, Totoribe K, Tajima N: Biomechanical analysis for stress fractures of the anterior middle third of the tibia in athletes: nonlinear analysis using a three-dimensional finite element method. *J Orthop Sci*, 8: 505–513, 2003.
 9. Song Z, Wang Q, Ma T, et al: Failure analysis of primary surgery and therapeutic strategy of revision surgery for complex tibial plateau fractures. *J Orthop Surg Res*, 14: 110, 2019.
 10. Bernard S, Schneider J, Varga P, Laugier P, Raum K, Grimal Q: Elasticity–density and viscoelasticity–density relationships at the tibia mid–diaphysis assessed from resonant ultrasound spectroscopy measurements. *Biomech Model Mechanobiol*, 15: 97–109, 2016.
 11. Tucker SM, Wee H, Fox E, Reid JS, Lewis GS: Parametric finite element analysis of intramedullary nail fixation of proximal femur fractures. *J Orthop Res*, 37: 2358–2366, 2019.
 12. Lewis GS, Mischler D, Wee H, Reid JS, Varga P: Finite element analysis of fracture fixation. *Curr Osteoporos Rep*, 19: 403–416, 2021.
 13. Santolini E, West R, Giannoudis PV: Risk factors for long bone fracture non–union: a stratification approach based on the level of the existing scientific evidence. *Injury*, 46 Suppl 8: S8–S19, 2015.
 14. Costa ML, Achten J, Griffin J, et al: Effect of locking plate fixation vs intramedullary nail fixation on 6–month disability among adults with displaced fracture of the distal tibia: the UK FixDT randomized clinical trial. *JAMA*, 318: 1767–1776, 2017.
 15. Goffin JM, Pankaj P, Simpson AH: The importance of lag screw position for the stabilization of trochanteric fractures with a sliding hip screw: a subject–specific finite element study. *J Orthop Res*, 31: 596–600, 2013.