

경골 원위부 골절 고정용 혼성 외고정 장치의 생역학적 분석 - 유한 요소 방법을 이용한 연구 -

정덕영 · 김봉주* · 유석배** · 오종건**

교토대학교 재생의과학연구소, 교토대학교 의학연구소 생리학교실*, 이화여자대학교 정형외과학교실**

목 적: 경골 원위부 골절 치료에 사용되는 혼성 외고정 장치의 구성이 외고정 장치의 강성도 및 응력 분포와 변형에 미치는 영향을 유한 요소 방법을 이용하여 분석 하였다.

대상 및 방법: 1. 삼차원 유한 요소 모델: 간부 골절은 시상면에 3개의 half pin으로 동일하게 고정하고 원위 관절 골편의 고정 방법에 따라 다음의 다섯 군으로 나누었다. 1군은 5/8 고정환에 두 개의 강선이 60도를 이루고 양분 축 (bisector axis)이 관절면에 오도록 구성하였다. 2군은 1군의 두 강선을 양분하는 축에 강선 하나를 추가하였다. 3군은 두 강선이 30도를 이루고, 양분 축이 관절면에서 전외측으로 20도 회전한 위치에 오도록 구성하였다. 4군은 3군의 두 강선을 양분하는 축에 강선을 추가하였다. 5군은 3군의 구성에 시상면에서 전내측 30도 방향으로 half pin 하나를 추가하였다.

2. 측정 및 결과 분석: 유한 요소 방법을 이용하여 축성 압박, 전후 및 측면 굴곡 그리고 회전 강성도를 측정하였으며, 고정환과 강선의 응력을 분석하고 고정환 양 끝에서 발생하는 변위를 계산 하였다.

결 과: 두 강선을 양분하는 축에 세 번째 강선을 추가하여 (2, 4군) 강성도가 15~30% 증가되었고, half pin의 추가로 (5군) 강성도가 150~400% 증가되었다. 고정환의 응력 분포 양상 및 고정환 양끝의 변위는 강선을 하나 추가해도 거의 변화가 없었으나, half pin을 추가한 결과 응력이 43% 감소되었고 고정환 끝의 변위가 현저하게 감소되었다.

결 론: 전방 구획을 관통을 피하기 위해 강선 교차각을 30도로 줄이고 관절 골편의 전내측에 half pin을 하나 추가하는 구성이 외고정 장치의 변형을 줄이고 응력의 집중을 막으며 강선에 의한 연부조직 관통을 피하고 골절부에 보다 향상된 안정성을 제공할 수 있을 것으로 기대된다.

색인 단어: 경골, 원위부 골절, 혼성 외고정 장치, 유한 요소 방법

Biomechanical Analysis of Hybrid External Fixation for the Distal Tibial Fractures: A FEM Study

Duk-Young Jung, Ph.D. candidate, Boug-Ju Kim, researcher*, Seok-Bae Ryu, M.D.**, Jong-Keon Oh, M.D.**

Department of Biomedical Engineering Simulation, Institute for Frontier Medical Sciences, Kyoto University, Kyoto, Japan

Department of Physiology and Biophysics, Kyoto University Graduate School of Medicine, Kyoto University, Kyoto, Japan*

Department of Orthopedic Surgery, Dongdaemun Hospital, Ewha Womans University, Seoul, Korea**

Objectives: To analyze the biomechanical effects of different frame configurations of the hybrid external fixators for distal tibial fractures on the frame stiffness and stress distribution with a finite element method (FEM).

Materials and Methods: Five configurations were simulated: Group I: two wires with convergence angle of 60°, Group II: 3rd wire on a bisector axis of the group I. Group III: two wires with 30°. Group IV: 3rd wire on a bisector axis. Group V: two wires with 30° and a half pin on the distal articular fragment. Each group was simulated under compression, torsion, anterior-posterior and lateral-medial bending load. Stiffness, stress and deformation values were calculated.

Results: The overall stiffness was increased by 15~30% with the addition of a third wire, and by 150~400% with a anteromedial half pin on the articular fragment. The half pin decreased the stress level of the frame by about 43% and the deformation of the 5/8 ring by about 30%.

Conclusion: The addition of a half pin on the articular fragment is not only a method of increasing the stiffness but also a way of decreasing the stress concentration and the deformation of the frame.

Key Words: Distal tibial fractures, Hybrid external fixator, Biomechanical effects, FEM

통신저자: 오 종 건

서울특별시 종로구 종로 6가 70번지 110-783

이화여자대 동대문 병원 정형외과

Tel : 02-760-5130, 5131 · Fax : 02-762-3985

E-mail : jongkeon@ewha.ac.kr

Address reprint requests to : Jong-Keon Oh, M.D.

70, chongro-6ka, chongro-ku, Department of Orthopedic Surgery, Ewha Womans University Dongdaemun Hospital, 110-783, Seoul, Korea

Tel : 02-760-5130, 5131 · Fax : 02-762-3985

E-mail : jongkeon@ewha.ac.kr

*본 논문의 일부 요지는 2003년도 대한골절학회 춘계학술대회에서 발표되었음.

**본 논문은 2003년도 이화여자 대학 병원 임상연구비의 일부 지원을 받아 이루어졌음.

서 론

경골 원위부 관절 주위 골절의 치료에 많이 사용되는 혼성 외고정 장치 (hybrid external fixation)는 구성의 단순함으로 인해 일리자로프 외고정 장치에 비해 강성도 (stiffness)가 낮아 골절부의 불안정성 (instability)이 문제점으로 제기되었다.^{1~3,5,6)}

혼성 외고정 장치의 안정성을 규명하기 위해 가장 많이 사용된 방법은 외고정 장치에 축성, 굴곡, 뒤틀림 부하를 가하여 이에 따른 변위를 측정하여 강성도를 계산하는 것이었다.^{4,8~11,13~15)} 국내에서는 오 등이 국산 혼성 외고정 장치 (DynaExtor®, BK Meditech, Korea)로 경골 고평부 골절에 사용되는 구성의 강성도를 측정하여 보고한 바 있다.^{10,11)} 한편 Khalily 등은 골절부의 움직임을 직접 측정하여 보고하기도 하였다.⁷⁾ 그러나 이와 같은 방법을 통해서만 외고정 장치의 각 구성 요소에 가해지는 응력 분포 (stress distribution)를 알 수 없으며 하중이 가해질 때 외고정 장치 자체에 발생할 것

으로 예상되는 변형 또한 측정할 수 없다. 이에 저자들은 유한 요소 방법 (Finite elements method)을 이용하여 국산 혼성 외고정 장치 (DynaExtor®, BK Meditech, Korea)의 삼차원 모델을 개발하고 이를 이용하여 경골 원위부 고정에 사용되는 혼성 외고정 장치의 강성도를 계산하고 각 구성 요소에 가해지는 응력 분포와 변형 여부를 분석하고자 하였다.

대상 및 방법

1. 유한 요소 모델의 구축

먼저 검증된 유한 요소 모델 (a validated finite elements model)을 구축하기 위해 앞선 실험에서^{10,11)} 사용한 국산 혼성 외고정 장치와 동일하게 삼차원 모델을 구성하였다. 구성 요소들의 물성치는 ASTM (American Society for Testing and Materials)의 값을 참조하여 정했다. 구현된 외고정 장치 모델에 실험 방법과 동일하게 축성 압박, 비틀림, 굽힘 하중을 적용하여 강성도를 측정하고 이 값을 저자들이 앞서 보고하였던 실험값과 비교하여 부하의 방향에 따라 3~5%의 오차

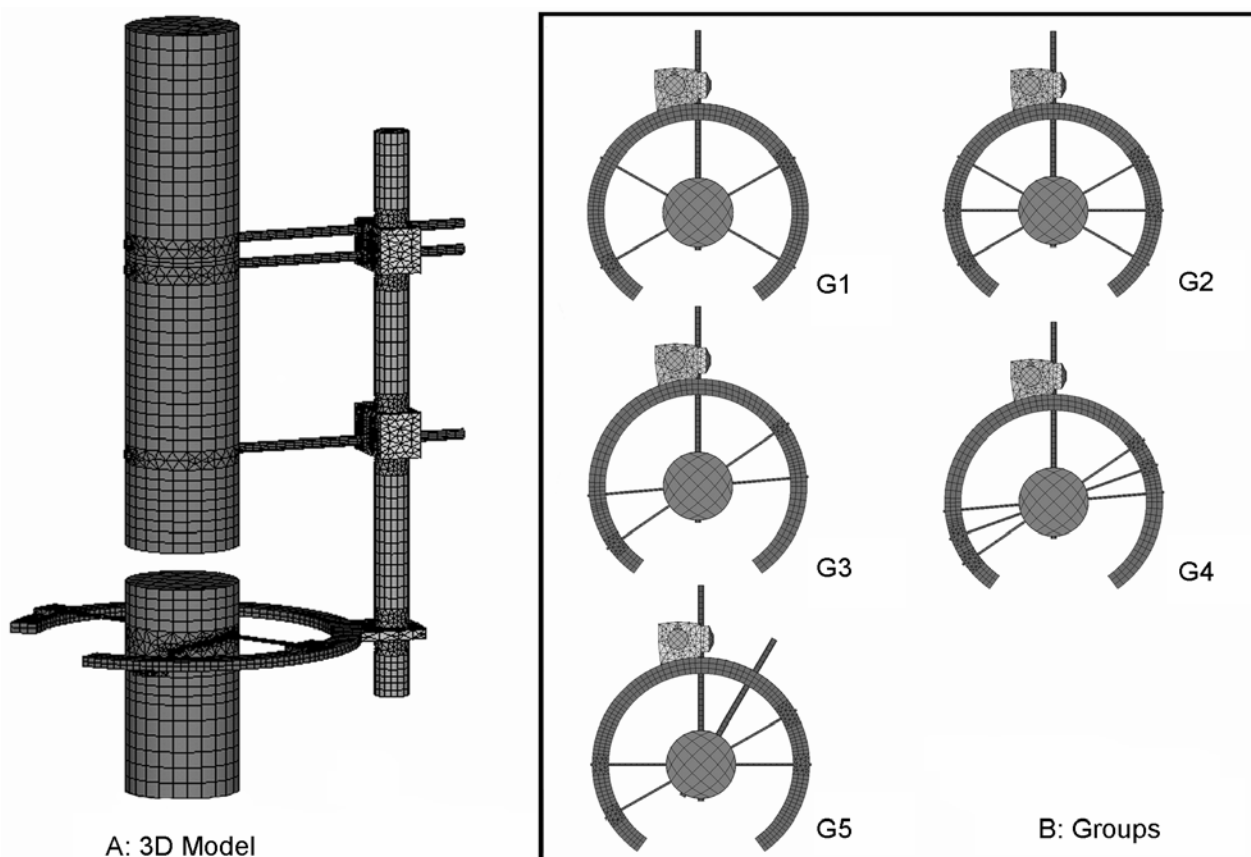


Fig. 1. (A) A hybrid external fixator model is mounted on a poly vinyl chloride (PVC) pipe simulating an unstable distal tibial fracture. (B) Five groups of configurations are shown as analyzed in this study. G1 (Group I): two wires with a convergence angle of 60°, G2 (Group II): 3rd wire on a bisector axis of the group I, G3 (Group III): two wires with a convergence angle of 30°, G4 (Group IV): 3rd wire on a bisector axis of the group III, G5 (Group V): An additional anteromedial half pin on group III.

범위 내에서 삼차원 모델을 검증하였다 (Fig. 1A).

모든 유한 요소 모델들은 범용 유한 요소 프로그램인 ANSYS 7.0 (Swanson Analysis Systems, Inc., Houston, PA, U.S.A.)을 이용하여 균일하고 방향성이 없는 8절점 등방성 요소와 4절점 등방성 요소들로 구성하였다.

2. 검체의 구성

1) 검증된 삼차원 모델을 이용하여 경골 원위부 골절 치료에 사용되는 서로 다른 다섯 군을 구성하였다. 근위 간부 골편은 5군 모두 직경 5 mm half pin 세 개를 시상면에 고정하였다 (Fig. 1A). 원위 관절 골편은 160 mm 직경의 5/8 고정환에 서로 다른 각도와 개수의 강선과 half pin으로 고정하였다 (Fig. 1B).

2) 제 1군은 5/8 고정환에 두 개의 강선을 관상면을 기준으로 30도씩 후내측에서 전외측 방향과 후외측에서 전내측 방향으로 각각 하나씩 삽입하여 강선 교차각 (wire convergence angle)이 60도를 이루도록 구성하였다 (Fig. 1B).

3) 제 2군은 1군의 구성에서 관상면에 강선을 추가하여 강선 교차각이 30도로 각각 분할되도록 구성하였다 (Fig. 1B).

4) 제 3군은 전방 구획 (anterior compartment)을 강선이 관통하지 않도록 하기 위해 저자들이 기왕에 보고한 방사선 연구를 근거로 구성하였다¹²⁾. 관상면에서 전외측으로 20도 회전한 축을 기준으로 15도씩 후내측에서 전외측 방향과 후외측에서 전내측 방향으로 두 개의 강선을 삽입하여 교차각 30도를 이루도록 구성하였다 (Fig. 1B).

5) 제 4군은 3군의 구성에서 두 강선을 양분하는 축 (bisector axis)에 강선을 하나 더 추가하여 구성하였다 (Fig. 1B).

6) 제 5군은 3군의 원위 관절 골편에 half pin 하나를 추가하였다. Half pin은 시상면에서 전내측으로 30도 회전시킨 방향에 삽입하였다 (Fig. 1B).

3. 측정 방법

유한 요소 방법을 이용하여 각 군에 대해 축성 압박, 전후 굴곡 및 측면 굴곡 하중, 그리고 비틀림 하중을 가하여 발생

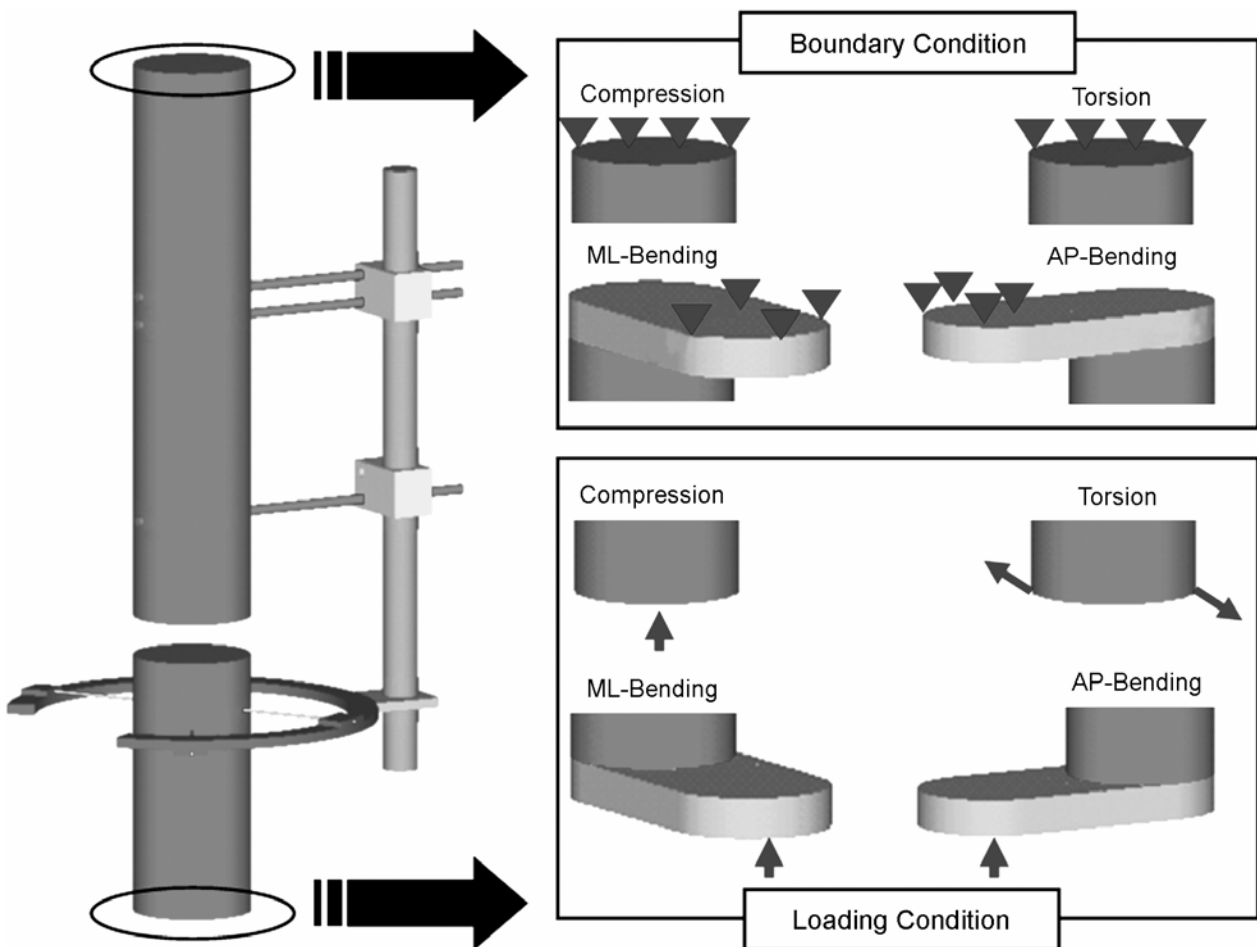


Fig. 2. Loading configuration and boundary conditions for finite element analysis.

한 각각의 변위 및 각을 측정하여 강성도를 구하였다. 축성 압박 강성도는 원위 골편의 최하단면에 300 N의 압축 하중을 가하여 부하에 대한 변위를 측정하여 구하였으며, 굴곡 강성도는 원위 골편의 굴곡 Jig의 최하단면에 100 N의 압축 하중을 가하여 구하였다. 회전 강성도는 원위 골편에 180 Nm의 토크를 가하여 시상면에서의 각도 변화를 측정하여 구하였다. 구현된 모델들에서 하중에 대한 구속 조건으로 근위 골편의 최상단부를 완전히 고정시켜 강성체 운동을 방지하였다 (Fig. 2).

또한 혼성 외고정 장치의 약한 고정력의 주된 요인이 관절 골편을 고정하고 있는 고정환과 강선인 점을 고려하여 인장 강선과 고정환의 응력 분포 (stress distribution), 최대 von Mises 응력 (Peak von Mises stress)을 구했다. 고정환의 뒤틀림 (deformation) 현상을 규명하기 위해 축성 압축과 굴곡 하중이 가해 졌을 때 고정환 양 끝의 삼차원 변위량 (three dimensional displacement)을 외측 (δ_L)과 내측 (δ_M)에서 각각 측정하였다. 외고정 장치의 전체 안정성에 대한 인장 강선의 역할을 알아보기 위하여 인장 강선의 응력을 제 1군에 대한 비교 값으로 계산하였다.

결 과

1. 전체 강성도 (Stiffness)

1) 축성 압박 강성도 (Axial stiffness)

축성 압박 강성도는 제 5군이 가장 높았고 다음은 2군과 4군이 비슷한 수치를 보였으며, 1군과 3군이 비슷한 수치로 가장 낮았다. 관절 골편에 두 개의 강선을 고정한 1, 3군이

비해 강선 하나를 추가한 2, 4군의 강성도는 각각 15.5, 16.8% 증가하였으며, 3군에 half pin을 추가한 제 5군의 강성도는 3군에 비해 145.4% 증가되었다 (Table 1).

2) 전후 굴곡 강성도 (Anteroposterior stiffness)

전후 굴곡 강성도는 축성 압박 강성도와 같은 경향을 보였다. 관절 골편에 두 개의 강선을 고정한 1, 3군이 비해 강선 하나를 추가한 2, 4군의 강성도는 각각 30.7, 29.5%가 증가하였으며, 3군 구성에 half pin을 추가한 제 5군의 강성도는 3군에 비해 293.8%가 증가되었다 (Table 1).

3) 측면 굴곡 강성도 (Side bending stiffness)

측면 굴곡 강성도 역시 축성 압박 강성도의 결과와 같은 경향을 보였다. 1, 3군이 비해 2, 4군의 강성도는 각각 28.6, 24.5%가 증가하였으며, 5군의 강성도는 3군에 비해 489.2%가 증가되었다 (Table 1).

4) 회전 강성도 (Torsional stiffness)

회전 강성도는 세 개의 강선을 이용한 2군과 4군이 가장 높게 나타났으며, 그 다음은 5군, 그리고 두 개의 강선을 이용한 1군과 3군이 가장 낮은 값을 보였다 (Table 1).

2. 응력 해석 (Stress analysis)

1) 인장 강선의 교차각 및 개수 변화에 따른 응력 집중

각 군의 강선 응력 값은 1군 (교차각: 60도) 값을 기준으로 비교하였다. 압축 하중에서는 2, 3, 4군의 강선 응력 값이 1군보다 증가되는 경향을 보여 강선 교차각 감소와 강선 수 증가에 따라 강선에 응력이 집중되는 현상을 보였다. 굴곡 하중에서는 2, 3, 그리고 4군의 강선 응력 값이 1군과 거의 비슷한 경향 ($\pm 10\%$ 이내)을 보였다. 반면에 half pin을 추가

Table 1. Summary of stiffness

Group Loading	I	II	III	IV	V
Axial compression (N/mm)	25.6	29.6	24.0	28.1	59.0
AP Bending (N/mm)	22.0	28.8	21.2	27.4	83.3
ML Bending (N/mm)	19.7	25.3	19.1	23.8	112.7
Torsion (Nm/°)	2.7	8.4	2.5	7.4	3.7

Table 2. Relative peak von Mises stress values on the tension wires

Group Loading	G2/G1	G3/G1	G4/G1	G5/G1
Axial compression	1.67	1.90	1.59	0.70
AP Bending	1.08	0.99	1.07	0.30
ML Bending	0.93	0.96	0.93	0.15
Torsion	1.34	1.54	1.34	0.42

Table 3. Peak von Mises stress on the 5/8 ring (unit; MPa)

Group Loading	G1	G2	G3	G4	G5
Axial compression	437.7	319.1	405.1	321.5	174.5
AP Bending	284.1	221.9	272.8	211.6	167.4
ML Bending	314.3	262.7	310.6	254.7	135.7
Torsion	94.8	125.7	149.1	110.7	50.7

Table 4. Lateral (δ_L) and Medial (δ_M) deformations at the ends of 5/8 half ring tips in relation to the changes of loading conditions (unit: mm)

Loading \ Group	I		II		III		IV		V	
	δ_L	δ_M	δ_L	δ_M	δ_L	δ_M	δ_L	δ_M	δ_L	δ_M
Axial compression	6.2	4.2	6.8	5.4	6.4	6.8	6.33	6.5	1.9	2.3
AP Bending	4.6	3.5	4.3	3.4	3.8	4.1	3.8	4.1	1.2	1.6
ML Bending	4.5	3.7	4.2	3.7	4.3	4.9	4.1	4.7	1.1	1.4
Torsion	0.04	0.02	0.08	0.06	0.07	0.04	0.05	0.05	0.31	0.25

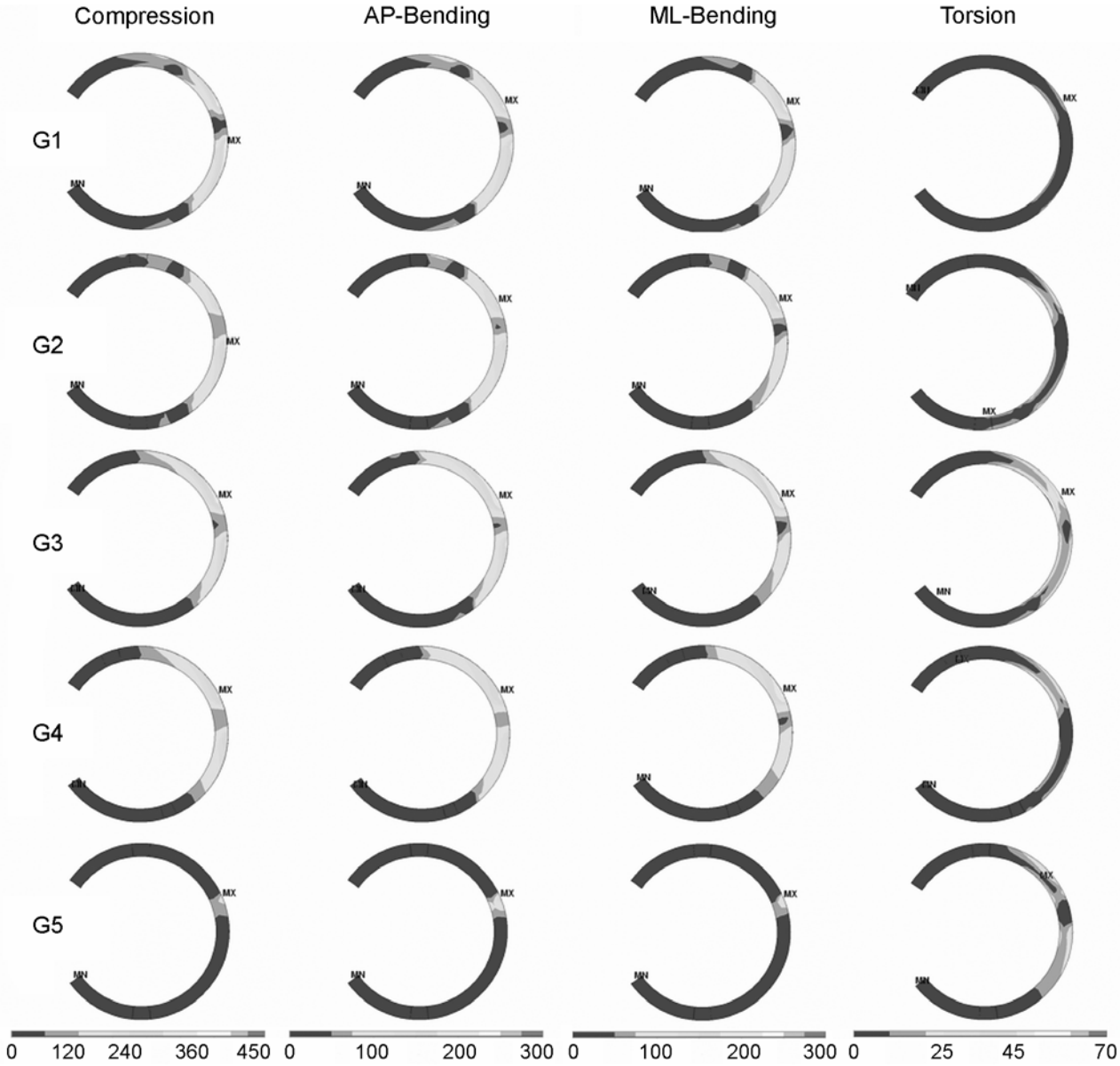


Fig. 3. Von Mises stress levels and distributions on the 5/8 ring in relation to the loading conditions. In group I-IV, stress concentration is presented at the anterior part of the ring in all but torsional mode. In group V, in contrast, even distribution of the stress is clearly visible.

한 5군에서는 모든 하중 조건에서 강선 응력 값이 1군보다 큰 쪽으로 감소되는 경향을 보여 하중 전달 과정에 있어 half pin의 영향이 있음을 알 수 있었다 (Table 2).

2) 고정환의 최대 von Mises 응력과 응력 분포

고정환에 발생하는 최대 von Mises 응력 값은 축성 압축 및 굴곡 하중에서는 강선 개수가 같은 1군과 3군, 2군과 4군에서는 비슷한 수치를 나타내고 있으며, 비틀림 하중에서는 3군이 가장 높은 수치를 보이고, 그 다음에 2군과 4군이 비슷한 수치를 보였으며 1군이 그 다음으로 나타났다. 하중 조건에 관계없이 5군은 가장 낮은 값을 나타내었다 (Table 3).

응력 분포는 모든 하중 조건에서 1, 2, 3, 그리고 4군 모두 수치는 차이가 있으나 인장 강선과 금속봉이 고정된 영역에 응력이 집중되는 유사한 경향을 나타내었으며 5군에서는 half pin의 영향으로 half pin 고정용 bolt 주위 일부를 제외한 고정환 전체로 응력이 분산되는 효과를 확인할 수 있었다 (Fig. 3).

3) 고정환 양 끝의 변위 (displacement)

Half pin을 추가로 고정한 5군을 제외하고 1, 2, 3, 그리고 4군에서는 강선의 고정 각도나 개수에 관계없이 비슷한 수치를 보이고 있으며 5군에서 가장 낮은 변위의 변화량을 보였다 (Table 4).

고 찰

지금까지 수행된 생역학적 실험 연구를 통해 혼성 외고정 장치의 강성도는 주로 관절 골편 고정에 사용되는 인장 강선의 수와 각도, half pin 고정 여부, 고정환의 개수, 고정환과 중심봉을 연결하는 지지대 등에 의해 좌우된다는 사실이 밝혀져 있다^{4,8-11,14,15}. 그러나 강선 교차각 90도 등 역학적으로 이상적인 구성은 중요 해부학적 구조물의 손상 위험으로 인해 사용할 수 없으며 각 부위별로 사용 가능한 다양한 구성에 대해 모두 생역학적 실험을 수행하기 위해서는 많은 노력과 경비가 소요된다. 유한 요소 방법을 이용한 삼차원 모델은 이러한 문제를 극복하는 대안으로 생각할 수 있으나 여러 가지 가정과 조건을 통한 계산과정에서 실제 실험과는 다른 결과가 도출될 수 있는 단점이 있다. 유한 요소 방법의 이러한 단점을 극복하는 최선의 방법은 개발된 모델을 실제 실험값을 근거로 검증하는 것이다. 이번 연구에서 저자들이 개발한 삼차원 유한 요소 모델은 저자들이 기왕에 수행한 실험값을 근거로 하중 조건에 따라 3~5% 오차 범위를 갖는 검증된 모델 (a validated model)이라는 점에 의미를 부여할 수 있다 (Fig. 1A).

본 연구에서는 유한 요소 모델로 경골 원위부 고정에 실제 사용되고 있는 다섯 가지 구성에 대해 생역학적 분석을 시행하였다. 1군 2군이 일반적으로 많이 사용되는 구성으로서¹²

^{6,16} 강선 교차각이 60도가 되기 위해 후내측에서 시작한 강선이 전방 구획 (anterior compartment)을 통과하도록 구성하였다 (Fig. 1B). 이 구성의 문제는 전방 구획을 통과하는 강선이 주요 혈관과 신경 그리고 근육을 관통할 수 있다는 점이다^{16,17}. 3, 4군은 저자들이 방사선 단층촬영 연구를 통해 제시한 안전구역을 기준으로 강선이 전방 구획을 통과하지 않도록 구성하였다¹². 그 결과 강선 교차각이 30도로 감소하고 두 강선의 분할 축 (bisector axis)은 관상면을 기준으로 약 20도 전외측을 향하게 구성하였다 (Fig. 1B). 5군은 3, 4군에서 강선 교차각 감소로 인해 예상되는 강성도 약화를 보완하기 위해 근육 및 신경 혈관이 없는 관절 골편의 전내측에 half pin을 추가하여 구성하였다 (Fig. 1B).

분석 결과 세 번째 인장 강선의 추가로 강성도가 모든 하중 조건에서 약 15~30%의 증가되었으며, 응력은 약 6~9% 감소되었다 (Table 1).

강선 교차각 변화에 따른 강성도는 1군과 3군을 비교할 때 3군의 강선 교차각이 60도에서 30도로 작아 졌지만 이에 따른 강성도 및 응력, 그리고 고정환 양 끝의 변형은 큰 차이를 보이지 않았다. 이는 인장 강선의 교차각이 60도보다 작아지면 강선의 분할 축 (bisector axis)에 대한 전후 굴곡 강성도가 급격히 감소한다고 보고한 Orbay 등¹³의 결과와 상반되는 것이다. Orbay 등의 결과는 고정환 하나에 서로 다른 교차각의 강선을 두 개씩 고정하고 고정환 자체에 하중을 가하여 강선 교차각에 따른 굴곡 강성도를 독립적으로 분석한 것이다. 반면에 본 연구에서는 아크릴 봉에 혼성 외고정 장치를 설치하고 하중을 아크릴 봉에 가하여 아크릴봉-외고정 장치 전체의 강성도를 측정하였으므로 본 실험 조건에서는 강선 교차각 30도 감소가 전체 외고정 장치의 강성도에 결정적인 영향을 미치지 않았던 것으로 판단된다. 또한 유한 요소 모델 해석에서 강선과 아크릴 봉이 완전히 고정되어 있다고 가정되었으며, 강선이 경골과 비골을 관통하는 임상 상황을 감안하여 아크릴 봉의 지름을 6 cm로 설정하여 강선의 유효 길이 (effective wire length)가 감소한 점도 요인으로 생각된다.

한편, 전방 구획을 관통하지 않기 위해 강선 교차각을 30도로 줄이고 관절 골편 전내측에 half pin을 추가한 5군은 임상적으로 가능한 최대 교차각 60도에 강선을 하나 더 추가한 2군과 비교하더라도 축성 압박, 전후 및 측면 굴곡 강성도 있어서 각각 약 145%, 196%, 그리고 348%의 높은 증가를 나타내었다.

또한 관절 골편에 half pin을 추가하여 고정환과 강선의 최대응력 (peak von Mises stress)이 약 43% 감소되었고, 고정환의 끝의 변형이 약 30% 감소되었으며, 응력이 half pin 고정용 bolt 주위 일부를 제외한 고정환 전체로 분산되는 효과를 확인할 수 있었다 (Fig. 3). 이를 통해 관절 골편의 전내측

에 추가한 half pin은 혼성 외고정 장치 전체의 강성도를 증가시킬 뿐만 아니라 고정환과 강선의 특정 부위에 응력이 집중되는 것을 막아주고 부하가 가해질 때 고정환에 발생하는 뒤틀림을 줄여주는 효과가 있음을 알 수 있다.

결 론

전방 구획을 관통하지 않기 위해 강선 교차각을 30도로 줄이고 관절 골편의 전내측에 half pin을 하나 추가하는 구성이 생역학적으로는 외고정 장치 자체의 변형을 줄이고 응력의 집중을 막으며 임상적으로는 강선에 의한 연부조직 관통을 피하고 골절부에 보다 향상된 안정성을 제공할 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

- 1) **Anglen JO**: Early outcome of hybrid external fixation for fracture of the distal tibia. *J Orthop Trauma*, **13**: 92-97, 1989.
- 2) **Barbieri R, Schenk R, Koval K, Aurori K and Aurori B**: Hybrid external fixation in the treatment of tibial plafond fractures. *Clin Orthop*, **332**: 16-22, 1996.
- 3) **Behrens FF**: Tibial fractures: ring and hybrid frames. In: Wiss DA ed. *Fractures, Master Techniques in Orthopedic Surgery*. 1st ed. Philadelphia, Lippincott Williams and Wilkins, 381-396, 1998.
- 4) **Choi IH, Choi KW, Lee KS, Chung CY and Lee DY**: Biomechanical analysis of unilateral-ring hybrid external fixation. *J Korean Orthop Res Soc*, **1**: 1-10, 1998.
- 5) **Court-Brown CM, Walker C, Garg A and McQueen MM**: Half-ring external fixation in the management of tibial plafond fracture. *J Orthop Trauma*, **13**: 200-206, 1999.
- 6) **Gaudinez RF, Mallik AR and Szporn M**: Hybrid external fixation in tibial plafond fractures. *Clin Orthop*, **329**: 223-232, 1996.
- 7) **Khalily C, Voor MJ and Seligson D**: Fracture site motion with Ilizarov and hybrid external fixation. *J Orthop Trauma*, **12**: 21-26, 1998.
- 8) **Kummer FJ**: Biomechanics of the Ilizarov external fixator. *Clin Orthop*, **280**: 11-14, 1992.
- 9) **Lundy DW, Albert MJ and Hutton WC**: Biomechanical comparison of hybrid external fixators. *J Orthop Trauma*, **12**: 496-503, 1998.
- 10) **Oh JK, Jung DY and Yoon SY**: The biomechanics of hybrid external fixator - Effectiveness of bar to ring connection. *J Korean Fracture Soc*, **14**: 783-791, 2001.
- 11) **Oh JK, Jung DY and Kim IS**: The biomechanics of hybrid external fixator - Effect of periarticular half pin on frame stiffness. *J Korean Fracture Soc*, **15**: 114-122, 2002.
- 12) **Oh JK, Kim DJ, Roh KW and Lee JM**: Safe corridor for the wire placement of the distal tibial fractures. A Radiologic study. Abstract book, 29th Spring meeting of the Korean Fracture Society, Daegu, **29**: 41-42, 2003.
- 13) **Orbay GL, Frankel VH and Kummer FJ**: The effect of wire configuration on the stability of the Ilizarov external fixator. *Clin Orthop*, **279**: 299-302, 1992.
- 14) **Pugh KJ, Wolinsky PR, Dawson JM and Stahlman GC**: The biomechanics of hybrid external fixation. *J Orthop Trauma*, **13**: 20-26, 1999.
- 15) **Pugh KJ, Wolinsky PR, Pienkowski D, Banit D and Dawson JM**: Comparative biomechanics of hybrid external fixation. *J Orthop Trauma*, **13**: 418-425, 1999.
- 16) **Tornetta P 3d, Weiner L, Bergman M, Watnik N, Steuer J, Kelley M and Yang E**: Pilon fractures: treatment with combined internal and external fixation. *J Orthop Trauma*, **7**: 489-496, 1993.
- 17) **Vives MJ, Abidi NA, Ishikawa SN, Taliwal RV and Sharkey PF**: Soft tissue injuries with the use of safe corridors for transfixion wire placement during external fixation of distal tibial fracture: An anatomic study. *J Orthop Trauma*, **15**: 555-559, 2001.