

골절 내고정용 금속판 모양에 따른 응력과 변형의 유한요소 해석

Finite Element Analysis of Stress and Deformation according to the Shape of Plates for Internal Bone Fixation

문준희* · 김지형 · 이봉구⁺ · 이 송 · 김대근

서울성심병원 정형외과, *유한대학교 기계설계과, ⁺영남이공대학교 기계자동차학부

목적: 골절 시 사용되는 금속판을 개선하기 위해 동일한 부피와 무게를 가지면서도 모양이 다른 금속판을 유한요소 해석을 통해 변형과 응력을 비교하였다.

대상 및 방법: 길이 100 mm, 외경 20 mm 및 내경 12 mm인 피질골을 가진 뼈에 장축과 직각인 가상의 골절선을 만든 뒤 두 조각의 뼈를 금속판으로 고정한다고 가정하였다. 이 때 금속은 Titanium 재질이며, 12 mm 간격으로 6개의 구멍이 있고 이 구멍에 지름 2 mm, 길이 25 mm의 나사못이 삽입된 것으로 가정하였다. 금속판의 모양은 A형은 표준형, B와 C형은 중심부 두께가 두꺼운 형태, D와 E형은 중심부 폭이 넓은 형태로 총 5개로 구분하였다. 각 형태에 인장, 압축, 전방, 후방 및 측방 굽힘, 비틀림의 6 종류의 힘이 주어졌고 그에 따른 최대 응력 및 변형을 비교하였다.

결과: 인장력, 굽힘 그리고 비틀림이 작용하는 환경에서는 B, C, D나 E형의 금속판이 A형보다 낮은 최대 응력 및 적은 최대 변형을 보여주었으며 특히 전방 굽힘에서 가장 월등한 결과를 보였다. 하지만 압축력에 대해서는 상대적으로 큰 향상을 보이지는 않았다.

결론: 동일한 부피의 금속판은 가운데 부분의 두께가 두껍거나 폭이 넓을수록 낮은 최대 응력 및 적은 최대 변형을 보여주었다.

색인단어: 금속판, 모양, 응력, 변형, 유한요소 해석

서 론

골절의 수술적 치료 방법은 다양하여 경피적 핀 고정술로부터 나사못 고정술, 금속 정 고정술, 금속판 고정술 및 관절 치환술까지 많은 치료방법이 사용되고 있다. 특히 금속판(plate)을 이용한 골유합술은 정확한 해부학적 정복과 강한 초기 고정으로 인해 골간부 골절 등에 표준적인 치료의 하나로 인식되고 있다.¹⁻³⁾ 생체역학적 안정성을 높이고 골절수술로 인한 손실을 방지하기 위해 금속판의 구조나 나사못의 고정위치 그리고 개수 등 다양한 생체역학 연구 및 임상연구가 진행되어 왔다.⁴⁻⁷⁾

그러나, 금속판을 이용한 골유합술 역시 수술 후 금속판으로 인한 피부 자극으로 통증을 유발할 수 있으며 뼈에 비해 상대적으로 강한 금속에 기인한 금속판 주위의 골절, 금속판을 제거한 후 응력 차단 효과⁸⁾에 의한 재골절의 위험 등의 단점이 있다. 이와 같은 단점을 극복하기 위해 충분한 고정력을 제공하면서도 최소한의 두께와 무게로 적절한 강도의 금속판이 필요할 것으로 생각한다. 또한 간혹 발생하는 금속판의 파열은 응력이 집중되는 자리에서 발생하므로 상대적으로 많은 응력이 작용하는 금속판의 부위에 금속판을 보강하고 상대적으로 약한 응력이 작용하는 부위에 금속 양을 줄임으로써 응력의 분산을 유도할 수 있으면서 견딜 수 있는 응력을 선택적으로 높일 수 있는 형태의 금속판이 필요하다고 생각한다. 저자들은 응력이 집중되는 골절 부위에는 금속판의 형태를 가급적 두껍고 넓게 한다면 보다 견고한 고정력을 가질 수 있다고 생각하였다.

실제 금속판 모형을 만들어서 실험할 경우 상당한 시간 및 노

접수일 2011년 11월 9일 수정일 2012년 1월 17일

게재확정일 2012년 4월 30일

교신저자 김지형

서울시 동대문구 왕산로 259, 서울성심병원 정형외과

TEL 02-966-1616, FAX 02-968-2394

E-mail kjhnav@naver.com

력이 소모되는 동시에 동일한 재료와 성상의 골절 모델을 보장할 수 없으므로 그 결과에 대해서도 정확한 수치를 얻기가 어렵기 때문에 본 연구에서는 컴퓨터를 이용한 유한요소 모델을 통해 변형된 다양한 금속판의 형태를 비교함으로써 알려진 금속판의 단점을 줄이면서 견고한 고정력을 가지는 금속판의 형태를 찾고자 한다.

대상 및 방법

1. 재료 및 방법

유한요소 해석에서 뼈는 길이가 100 mm이며 20 mm의 외경과 12 mm 내경을 가지는 피질골(cortical bone)이 15 GPa의 Young's modulus와 0.3의 Poisson's ratio를 가지는 3차원 모델로 구성되었다. 그 내부는 망상골(cancellous bone)이 채워져 있으며, 망상골은 76 GPa의 Young's modulus와 0.3의 Poisson's ratio를 가진다. 그리고 뼈는 등방성(isotropic)과 균등성(homogeneous) 물질로 가정되

었으며 완전탄성(perfect elastic) 완전소성(perfect plastic)인 탄성 영역에서 유한요소 해석을 진행하였다.⁹⁾ 골절모델은 뼈의 가운데 부분에 장축 방향으로부터 수직인 평면의 골절면을 가지며 이를 중심으로 두 개의 골편이 금속판에 의해 고정된 형태로 구성되었다(Fig. 1).

금속판은 Titanium 재료로 Young's modulus는 96 GPa이며 Poisson's ratio는 0.36이다.¹⁰⁾ 길이 80 mm에 12 mm 간격으로 6개의 홀을 가지며 금속판의 모양은 총 5개(A, B, C, D, E형)로 제작되었다. A형은 기본형으로서 직사각형이고, 가운데 부분의 두께를 달리한 B형과 C형 및 가운데 부분의 너비를 달리한 D형과 E형으로 나누어서 분석하였다. CAD 프로그램의 한계로 인해 0.24% 이내 오차의 부피를 가지도록 하면서 기본형이 가장 큰 부피가 되도록 하였다(Table 1).

여기에는 지름 2 mm, 길이 25 mm의 나사못을 이용하여 골절 부위를 중심으로 동일한 위치에 고정시켰다.

2. 유한요소 해석(finite element analysis, FEA)

유한요소 해석(FEA)은 ANSYS Workbench ver. 12.1 (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA)을 사용하였으며 3D 체적 생성 작업은 SolidWorks 2010 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, Île-de-France, France)을 사용해서 시행하였다. 한쪽 골편을 고정하고 다른 쪽 골편에 대해 10 N의 힘을 인장(-z축 방향), 압축(z축 방향), 전방 굽힘(y축 방향), 후방 굽힘(-y축 방향), 측방 굽힘(x축 방향)

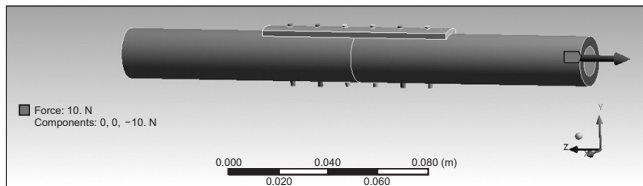
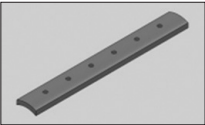
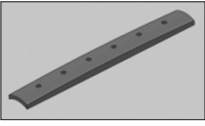
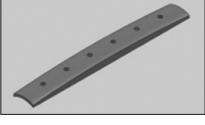
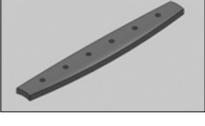
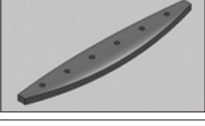


Figure 1. The basic fracture model with a metal plate fixation.

Table 1. Description of the Plates

Type	Description	Middle		Ends		Volume (mm ³)
		Height (mm)	Width (mm)	Height (mm)	Width (mm)	
A	 Straight (normal)	2	10.472	2	10.472	1,698.02
B	 Thicker in the middle	2.386	10.472	1.503	10.472	1,693.93
C	 Thickest in the middle	2.66	10.472	0.966	10.472	1,695.74
D	 Wider in the middle	2	11.414	2	6.98	1,696.78
E	 Widest in the middle	2	13.753	2	3.49	1,698.04

그리고 1 Nm의 torque를 오른쪽 피질골 끝 부분에 주어 총 6가지의 하중 조건(인장, 압축, 전방·후방·측방 굽힘, 회전)을 만들었다(Fig. 1).

금속판의 형태에 따라서 응력 분포와 최대 응력(stress) 및 최대 변형(deformation)을 통해 서로 비교하였다.

결 과

1. 인장 하중(tensile load)

최대 응력은 A형 22.9 MPa, B형 19.4 MPa, C형 16.8 MPa, D형 19 MPa, E형 14.5 MPa로 A형이 가장 높았다(Table 2). 최대 변형은 A형 0.184 mm, B형 0.134 mm, C형 0.107 mm, D형 0.136 mm, E형 0.104 mm로 A형이 가장 많이 변형되었고, E형이 가장 적게 변형되었다(Table 3). 가장 적은 E형을 기준으로 각 형태에 따른 최대 변형은 A형이 177%, B형이 129%, C형이 103%, D형이 131%로 많은 차이를 보여 주었다. 인장 하중이 부하될 때 최대 응력이 걸리는 부분은 각 형태에서 모두 골절 선의 가장 가까운 나사의 목 부분이며, 최대 변형은 골절에서부터 가장 근접한 나사 사이에서 보였다.

2. 압축 하중(compressive load)

최대 응력은 A형 792 KPa, B형 712 KPa, C형 722 KPa, D형 683 KPa, E형 698 KPa로 A형이 가장 높았다(Table 2). 최대 변형은 A형 1.04×10^{-3} mm, B형 1.05×10^{-3} mm, C형 1.06×10^{-3} mm, D형 1.05×10^{-3} mm, E형 1.06×10^{-3} mm로 C형과 E형이 가장 많이 변형되었고, A형이 가장 적게 변형되었다(Table 3). 하지만 제일 적

은 변형이 된 A형과 가장 많은 변형을 보인 C, E형 사이에서의 최대 변형 차이는 1.92%로 그 차이는 매우 미미하다고 볼 수 있다. 압축 하중이 부하될 때 최대 응력이 걸리는 부분은 인장 하중에서와 마찬가지로 모두 골절 선의 가장 가까운 나사의 목 부분에 서였으며, 최대 변형은 골절에서부터 가장 근접한 나사 사이에서 보였다.

3. 굽힘 하중(bending load)

굽힘은 전방 굽힘, 후방 굽힘 및 측방 굽힘으로 나눌 수 있으며 이에 대해 각 최대 응력 및 변형을 구하였다.

전방 굽힘에서 최대 응력은 A형 215 MPa, B형 184 MPa, C형 160 MPa, D형 179 MPa, E형 143 MPa로 A형이 가장 높았다(Table 2). 최대 변형은 A형 1.97 mm, B형 1.47 mm, C형 1.21 mm, D형 1.51 mm, E형 1.23 mm로 A형이 가장 많이 변형되었다(Table 3). 최대 응력이 걸리는 부분은 각 형태에서 모두 골절 선의 가장 가까운 나사의 목 부분이며, 최대 변형은 골절에서부터 가장 근접한 나사까지 부분에서 보였다(Fig. 2).

후방 굽힘에서 최대 응력은 A형 24.8 MPa, B형 24.2 MPa, C형 24.2 MPa, D형 24.5 MPa, E형 24.4 MPa로 A형이 가장 높았다(Table 2). 최대 변형은 A형 0.241 mm, B형 0.239 mm, C형 0.238 mm, D형 0.240 mm, E형 0.240 mm로 A형이 가장 많이 변형되었다(Table 3). 최대 응력이 걸리는 부분과 최대 변형을 보이는 부분은 전방 굽힘과 같았다.

측방 굽힘에서 최대 응력은 A형 84.3 MPa, B형 79 MPa, C형 73.2 MPa, D형 71.8 MPa, E형 71.1 MPa로 A형이 가장 높았다(Table 2). 최대 변형은 A형 0.504 mm, B형 0.460 mm, C형 0.437 mm, D형

Table 2. Maximum Stresses [KPa] in the Plates

	Type A	Type B	Type C	Type D	Type E
Tension	22.9×10^3	19.4×10^3	16.8×10^3	19×10^3	14.5×10^3
Compression	792	712	722	683	698
Anterior bending (+y)	215×10^3	184×10^3	160×10^3	179×10^3	143×10^3
Posterior bending (-y)	24.8×10^3	24.2×10^3	24.2×10^3	24.5×10^3	24.4×10^3
Lateral bending (+x)	84.3×10^3	79×10^3	73.2×10^3	71.8×10^3	71.1×10^3
Torsion	640×10^3	599×10^3	565×10^3	594×10^3	565×10^3

Table 3. Maximum Deformations [mm] in the Plates

	Type A	Type B	Type C	Type D	Type E
Tension	0.184	0.134	0.107	0.136	0.104
Compression	1.04×10^{-3}	1.05×10^{-3}	1.06×10^{-3}	1.05×10^{-3}	1.06×10^{-3}
Anterior bending (+y)	1.97	1.47	1.21	1.52	1.23
Posterior bending (-y)	0.241	0.239	0.238	0.240	0.240
Lateral bending (+x)	0.504	0.460	0.437	0.450	0.412
Torsion	0.785	0.652	0.591	0.676	0.672

0.450 mm, E형 0.412 mm로 A형이 가장 많이 변형되었다(Table 3). 최대 응력이 걸리는 부분과 최대 변형을 보이는 부분은 전방 굽힘과 같았다.

전방, 후방 및 측방 굽힘에서 모두 비슷한 추세를 확인할 수 있

다. 즉, B형보다는 C형에서 보다 낮은 최대 응력 및 적은 최대 변형을 얻을 수 있었고, 마찬가지로 E형이 D형보다 최대 응력과 최대 변형 모두 적었다. 또한 전방 굽힘에서 금속판에 응력이 가장 크게 작용하고 변형도 가장 많이 되는 것을 확인할 수 있었다. 후방 굽힘 하중에서는 전방 및 측방 굽힘 하중과는 달리 그 차이가 크지는 않았다.

4. 회전 하중(torsion load)

회전 하중은 오른쪽 피질골의 끝 부분에 1 Nm의 torque를 준 회전력을 준 것으로 다른 하중에 비해 전체적으로 금속판에 전달되는 응력은 높은 편이었다. 회전 하중에서 최대 응력은 A형 640 MPa, B형 559 MPa, C형 565 MPa, D형 594 MPa, E형 565 MPa로 A형이 가장 높았다(Table 2). 최대 변형은 A형 0.785 mm, B형 0.652 mm, C형 0.590 mm, D형 0.676 mm, E형 0.672 mm로 A형이 가장 많이 변형되었다(Table 3). 최대 응력이 걸리는 부분과 최대 변형을 보이는 부분은 앞서 다른 하중과 같았다.

5. 종합

종합적으로 금속판에 걸리는 힘에 따른 최대 응력을 비교해 본 결과 압축력에서는 가장 낮은 최대 응력 및 가장 적은 최대 변형이 관찰되며 전방 굽힘에서는 가장 큰 최대 응력과 가장 많은 최대 변형을 볼 수 있었다(Fig. 3, 4). 즉 금속판은 압축력에 대해서는 제일 좋은 안정성을 보이나 전방 굽힘에 대해서는 가장 약하다는 것을 알 수 있었다.

이는 기존에 알려진 바대로 금속판은 골곡면이 아닌 신장면에, 즉 오목한 면이 아닌 볼록한 면에 적용하도록 한 원칙¹¹⁾을 지지한다고 생각한다.

한편 저자들의 고안대로 금속판의 가운데 부분을 볼록하게 하

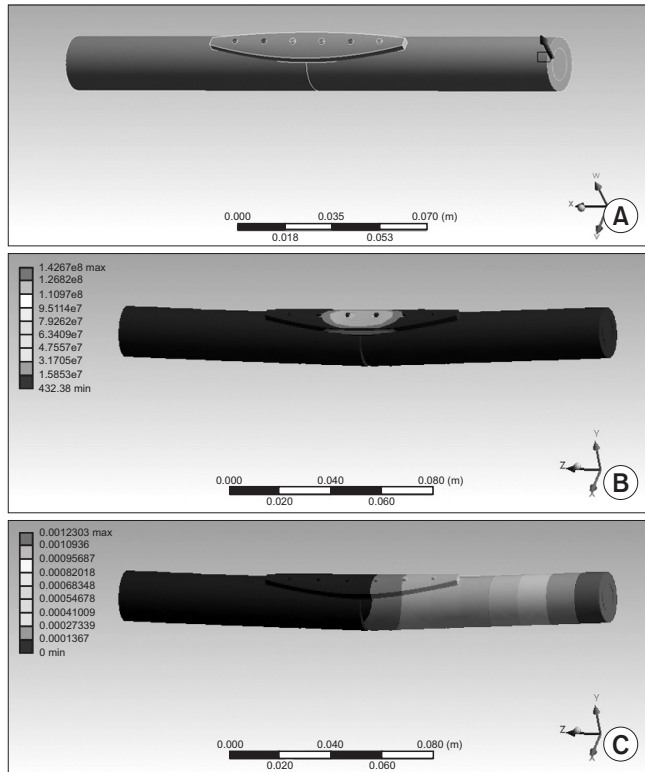


Figure 2. Stress and deformation distribution for anterior bending. (A) Load type: bending by +y directional force 10 N. (B) Stress distribution (unit: Pa). (C) Deformation distribution (unit: mm).

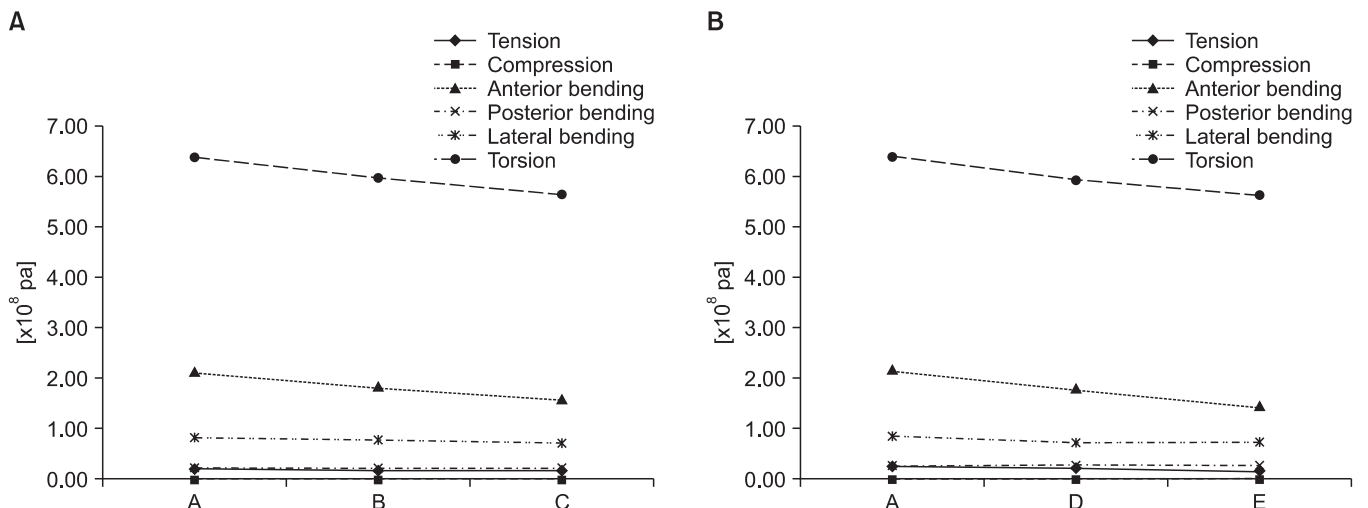


Figure 3. The graphs show maximum stresses according to the shapes of metal plates. (A) The stress peaks at torsional force. The thicker the middle of plate is, the smaller the stress is. (B) The stress peaks at torsional force. The wider the middle of plate is, the smaller the stress is.

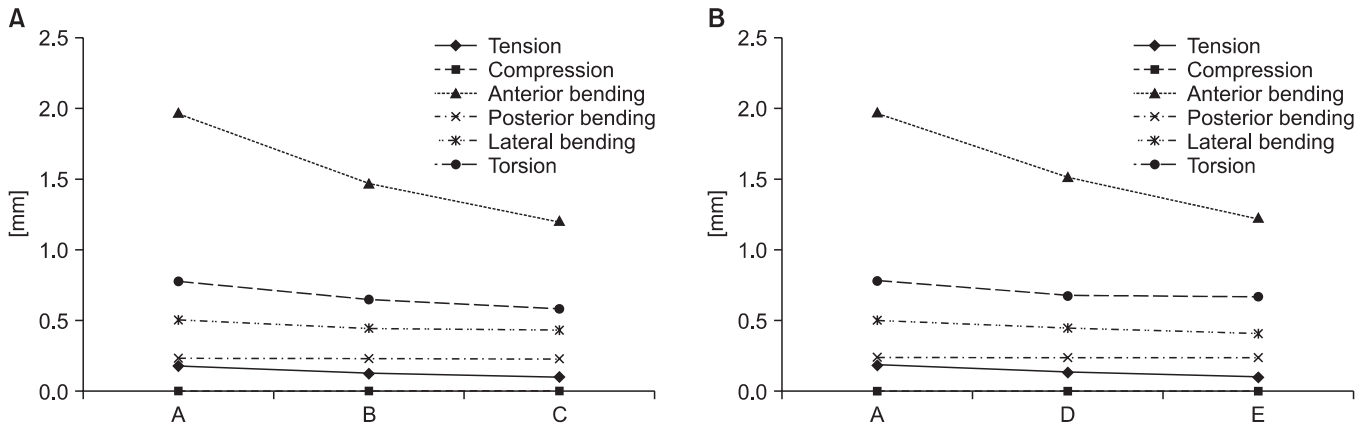


Figure 4. The graphs show maximum deformations according to the shapes of metal plates. (A) The deformation peaks at anterior bending force. The thicker the middle of plate is, the smaller the deformation is. (B) The deformation peaks at anterior bending force. The wider the middle of plate is, the smaller the deformation is.

거나(B형과 C형), 넓게 한 경우(D형과 E형)에는 상당한 정도로 최대 응력과 최대 변형을 줄일 수 있었다.

비틀림의 경우는 힘의 종류가 다르므로 다른 것과 같이 비교할 수는 없지만, 인장력, 전방 및 후방 그리고 측방 굽힘 하중이 작용하는 환경에서는 가운데가 두껍거나(B형과 C형) 폭이 넓은 형의 금속판(D형과 E형)이 더 낮은 최대 응력 및 적은 최대 변형을 보여주고 있으며, 비틀림의 경우도 동일한 양상이 관찰되었다. 이는 골절에 가까운 부위의 금속판 모양을 넓게 하거나 두껍게 함으로써 보다 견고한 내고정을 할 수 있으며, 금속이나 나사못의 파괴를 예방하여 골절 치유에 도움이 될 것으로 생각한다.

압축력이 작용하는 하중의 경우에는 A형이 강하나 모양에 전체적으로 좋은 성적을 보여주고 있으나, 차이는 미미하였다.

고 찰

골절의 수술적 치료 방법은 다양하여 경피적 핀 고정술로부터 나사못 고정술, 금속 정 고정술, 금속판 고정술 및 관절 치환술까지 많은 치료방법이 사용되고 있다. 특히 금속판(plate)을 이용한 골유합술은 정확한 정복과 견고한 역학적 안정성으로 인해 골간부 골절, 나선형 골절, 췌기형 골절 등 다양한 형태의 골절에 현재까지 유용한 치료방식으로 인식되고 있다. 따라서 금속판의 생체역학적 안정성을 높이는 동시에 골절 수술로 인한 손실을 방지하기 위해 다양한 기초 및 임상연구가 진행되어 왔다.¹⁻³⁾ 그렇지만 이러한 금속판에 대한 연구는 대개 금속판의 구조나 나사못의 고정 위치 및 개수, 뼈와의 접촉면에 대한 변형 등과 함께 다양한 뼈의 모양에 따라 외형을 달리하는 해부학적 금속판(anatomical plate) 등에 국한되어 왔다.⁴⁻⁷⁾ 금속판 자체 디자인에 대해서는 현재 많이 통용되고 있는 직사각형 모양에 일정한 두께를 가지는 것을 기본형으로 하고 있을 뿐 추가적인 연구가 이루어지지 않고 있는 추세이다.

현재의 금속판에서 얇은 연부조직으로 덮이는 경우 술 후 금속판의 끝 부분으로 인한 자극으로 주위 연부조직의 통증을 유발할 수 있으며 골절 주변부와 비교해서 상대적으로 강한 금속으로 인한 금속판 주위 골절, 금속판을 제거한 후 응력 차단 효과(stress shielding effect)⁸⁾로 재골절의 위험이 존재한다.

따라서 저자들은 현재 사용되고 있는 직사각형 금속판의 모양을 변형시켜 응력의 분산을 유도하여 최소한의 두께와 무게로 금속판의 모든 부분에 적절한 강도를 유지할 수 있는 금속판을 개발하고자 하였다. 특히 금속판의 파열은 응력이 집중되는 자리에서 발생하므로 상대적으로 많은 응력이 작용하는 금속판의 부위에 금속판을 보강하면서 응력이 집중이 되지 않게 넓은 면적을 가지게 하고 상대적으로 약한 응력이 작용하는 부위에는 그 응력에 맞게 금속의 양과 면적을 줄이는 것을 고안하였다.

금속판의 모양을 A형은 기본형으로서 직사각형이고, 이를 가운데 부분이 두꺼워짐에 따라 B형과 C형으로 나누었다. 그리고 가운데 부분이 넓어짐에 따른 변화를 보기 위해 D형과 E형을 제작하였으며 이를 유한요소 모델을 이용한 분석하였다.

결론은 예상했던 대로 인장력과 측방 굽힘, 후방 굽힘, 회전에 대해서 B형보다는 C형에서 보다 낮은 최대 응력 및 적은 최대 변형을 얻을 수 있었고, 마찬가지로 E형이 D형보다 최대 응력과 최대 변형 모두 적었다.

압축력에서는 다른 힘에 비해 가장 낮은 최대 응력 및 가장 적은 최대 변형이 관찰되며 비틀림과 전방 굽힘에서는 가장 큰 최대 응력과 가장 많은 최대 변형을 볼 수 있었다. 즉 금속판을 이용한 골유합술 후 제일 취약한 힘의 방향은 금속판 방향으로 굽혀지는 전방 굽힘과 비틀림이라는 것을 알 수 있다. 전방 굽힘 하중에서 금속판에 부하되는 최대 응력은 C형이 A형보다 25%, E형이 A형보다 33% 정도 줄어들며 최대 변형은 38.5% 및 37.5% 감소되는 것을 확인하였다. 이와 같은 결과는 금속판의 개선, 수술 술기의 개선과 함께 재활 치료에서의 지침으로도 활용될 수 있을 것

으로 생각한다.

금속판의 형태를 변화시킴으로써 응력의 분산을 유도할 수 있으면서 응력이 집중되는 부위에 전달 수 있는 응력을 선택적으로 높일 수 있는 형태의 금속판이 필요하며 저자들이 고안한 디자인이 이와 같은 특징을 가진다고 할 수 있다. 게다가 금속판 양쪽 끝 부분의 두께를 줄이는 것은 직접적으로 주위 연부조직이 금속판으로부터 자극되는 것을 감소시키는 효과도 함께 얻을 수 있다.

추후에는 넓어진 금속판의 넓이에 나사를 추가 배치하여 골절 근처에 걸리는 응력을 조금 더 분산시키거나 나사의 두께를 변화시켜 최대 응력을 올려 안정성을 보다 더 향상시킬 수 있을 것으로 생각하며 이는 추후에 연구해 볼 필요가 있다.

본 연구결과는 유한요소 해석이라는 수치 해석에 기초를 두고 있으므로 생체 내에서 골절 부위에 고정된 금속판과 비교했을 때 제한점이 있다. 첫 번째, 실제 임상에서 골유합술은 연구에서 구성된 모델처럼 단순하지 않고 매우 복잡하며 그 경우의 수도 매우 다양하기 때문에 단지 금속판의 형태가 좋다고 해서 골절의 정복과는 무관하며 그 결과로 골유합과도 일치하지 않는다.

두 번째는 상당히 단순화시킨 골절 모델의 구성요소, 예를 들면 단지 수직 골절 가정하에 나사와 금속판의 상대적인 위치 나사의 방향 등이 반영되지 않은 점들은 실제 골절 모델과는 약간의 차이가 있지만 효율적인 유한요소 분석을 하기 위해서는 단순화된 모델을 선택하였다.

세 번째로는 힘의 크기 역시 실제 생체 내에서 작용하는 힘의 크기를 반영하였다기 보다는 힘의 방향에 따른 상대적인 성격을 파악한 것으로 추후 연구에서는 실제 인체 내에서 작용하는 힘의 크기를 반영할 필요가 있다. 그렇게 할 때 최소한의 크기의 금속판으로서 충분한 고정력을 가질 수 있도록 개선될 수 있을 것이다. 또한 생체 내에서 뼈의 부위에 따라 단순한 원형에 가까운 뼈도 있지만, 다양한 형태의 뼈도 있으나 이에 대한 고려가 없었다.

후속 연구를 통해서 다양한 형태의 형태의 뼈와 골절에 따른 분석이 필요하며, 금속판의 모양뿐만 아니라, 나사의 위치, 수, 크기, 방향에 따른 연구도 동시에 시행되어야 할 것이다.

결론

골유합술에 사용되는 금속판을 골절에 가까운 금속판 가운데 부분의 폭은 넓히면서 두께는 더 두껍게 하면 금속판에 부하되는 최대 응력은 낮아지고 최대 변형도 줄어들게 된다. 또한 금속판의 모양이 보다 부드럽게 되어 주위 연부조직의 자극도 감소할 것을 기대할 수 있을 것이다.

참고문헌

1. Gardner MJ, Brophy RH, Campbell D, et al. The mechanical behavior of locking compression plates compared with dynamic compression plates in a cadaver radius model. *J Orthop Trauma*. 2005;19:597-603.
2. Korner J, Diederichs G, Arzendorf M, et al. A biomechanical evaluation of methods of distal humerus fracture fixation using locking compression plates versus conventional reconstruction plates. *J Orthop Trauma*. 2004;18:286-93.
3. Kowalski MJ, Schemitsch EH, Harrington RM, Chapman JR, Swiontkowski MF. A comparative biomechanical evaluation of a noncontacting plate and currently used devices for tibial fixation. *J Trauma*. 1996;40:5-9.
4. Ferguson SJ, Wyss UP, Pichora DR. Finite element stress analysis of a hybrid fracture fixation plate. *Med Eng Phys*. 1996;18:241-50.
5. Gautier E, Perren SM, Cordey J. Effect of plate position relative to bending direction on the rigidity of a plate osteosynthesis. A theoretical analysis. *Injury*. 2000;31 Suppl 3:C14-20.
6. Stoffel K, Dieter U, Stachowiak G, Gächter A, Kuster MS. Biomechanical testing of the LCP--how can stability in locked internal fixators be controlled? *Injury*. 2003;34 Suppl 2:B11-9.
7. Stoffel K, Stachowiak G, Forster T, Gächter A, Kuster M. Oblique screws at the plate ends increase the fixation strength in synthetic bone test medium. *J Orthop Trauma*. 2004;18:611-6.
8. Woo SL, Lothringer KS, Akeson WH, et al. Less rigid internal fixation plates: historical perspectives and new concepts. *J Orthop Res*. 1984;1:431-49.
9. Bucholz RW, Heckman JD, Court-Brown CM, Tornetta P, McQueen MM, Ricci WM. Rockwood and Green's fractures in adults. 7th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2010. 11-18.
10. Bucholz RW, Heckman JD, Court-Brown CM, Tornetta P, McQueen MM, Ricci WM. Rockwood and Green's fractures in adults. 7th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2010. 6-9.
11. Minns RJ, Bremble GR, Campbell J. A biomechanical study of internal fixation of the tibial shaft. *J Biomech*. 1977;10:569-79.

Finite Element Analysis of Stress and Deformation according to the Shape of Plates for Internal Bone Fixation

Jun-Hee Moon, Ph.D.* , Jee Hyoun Kim, M.D., Bong-Gu Lee, Ph.D.[†], Song Lee, M.D., and Dae Geun Kim, M.D.

*Department of Orthopedic Surgery, Seoul Sacred Heart General Hospital, Seoul, *Department of Mechanical Design, Yuhan University, Bucheon, [†]Division of Machines and Automobiles, Yeungnam College of Science and Technology, Daegu, Korea*

Purpose: To determine the metal plate that has almost the same volume and weight as the conventional plate, but has improved properties by changing the shape using finite element analysis.

Materials and Methods: The bone is assumed to be of 100 mm length, 20 mm outer diameter and 12 mm inner diameter, respectively. There is a fracture line that is perpendicular to the major axis of the bone at the center. The two pieces of bone are joined together using a metallic plate that is made of titanium. Six holes are located, with an interval of 12 mm. We suppose that screws of 2 mm diameter and 25 mm length are inserted in six holes. The metallic plates are of 5 shapes (A, B, C, D and E) in total. Shape A is the standard or nominal type. Shape B and C are thicker at the center of the plate, respectively. Shape D and E are wider at the center. Six types of load are applied to each of those plates: tension, compression, anterior flexion, posterior flexion, lateral flexion and torsion. We compared stress, deformation, maximal stress and maximal deformation, according to the six types of load.

Results: Our deliberate investigation using finite element analysis showed that increasing the thickness or width at the center of metallic plates lowered the maximum stress and deformation. In particular, maximal stress and deformation could be reduced by 33.5% and 38.6%, respectively, in the anterior bending situation. Compression showed lower stress and deformation in type C or D, but the absolute quantity was much smaller than others, for example 0.01-0.001 times.

Conclusion: As for the internal bone fixation plates with the same volume, the wider or thicker in the middle the plate become, the less deformation and yielding it bears.

Key words: fracture fixation, bone plates, mechanical stress, finite element analysis

Received November 9, 2011 **Revised** January 17, 2012 **Accepted** April 30, 2012

Correspondence to: Jee Hyoun Kim, M.D.

Department of Orthopedic Surgery, Seoul Sacred Heart General Hospital, 259, Wangsan-ro, Dongdaemun-gu, Seoul 130-867, Korea

TEL: +82-2-966-1616 **FAX:** +82-2-968-2394 **E-mail:** kjhnav@naver.com