

골유합술 후 골절틈의 유무에 따른 금속판 골 고정 장치의 생체역학적 안정성 평가: 유한요소해석

정덕영^{*,†} · 김봉주[†] · 오종건[†]

고령친화산업지원센터^{*}, 일본교토대학교 생리학교실[†], 고려대학교 의과대학 정형외과학교실[†]

목 적: 골유합술 후 골절 부위에 남게 되는 골절틈이 제한접촉압박 금속판 (limited contact dynamic compression plate)을 이용한 골 고정 장치의 생체역학적 안정성에 얼마나 영향을 줄 수 있는지를 유한요소해석을 통해 정량적으로 분석하였다.

대상 및 방법: 유한요소해석을 위해 골절모델은 0, 1, 4 mm의 골절간격 (FGS, mm)과 0, 25, 50, 75, 100%의 골절폭 (FGW, %)을 가지는 3차원 골절 유한요소모델로 구성되었으며, 골 고정 장치는 LC-DCP가 사용되었다. 그리고 압축, 회전, 굽힘, 세 종류의 하중 조건이 주어졌으며, peak von Mises stress (PVMS)의 비교를 통해 골 고정 장치의 안정성을 비교하였다.

결 과: 본 유한요소해석 결과 모든 하중 조건에서 FGS (1, 4 mm)의 존재는 그 크기에 관계없이 PVMS를 현저히 증가시켰다. 더욱이, FGS가 존재하지 않더라도 75% 이상의 FGW는 정상 모델 (0 mm/0%)과 비교했을 때 PVMS를 급격히 증가시켰다. PVMS는 나사못의 목주변과 금속판의 가운데에서 발생하여, 이 부위에서의 높은 파손 가능성을 보여주었다.

결 론: 금속판을 이용한 성공적인 골유합술을 위해서는 가능한 골절면이 50% 이상 접하도록 시술하는 것이 골 고정 장치의 생체역학적 안정성을 높일 수 있는 주요한 방법이 될 수 있다. 더욱이, 골절합술 후 1, 4 mm의 FGS가 존재하거나, FGS가 존재하지 않더라도 50% 이상의 FGW가 존재할 경우에 환자의 보행을 제안하거나, 술 후 생체역학적 안정성을 높일 수 있는 보완적인 조치가 취해여야 할 것으로 생각된다.

색인 단어: 골유합술, LC-DCP, 골절틈, 생체역학적 안정성, FEM

A Finite Element Analysis of Biomechanical Stability of Compression Plate Fixation System in according to Existing of Fracture Gap after Bone Fracture Augmentation

Duk-Young Jung, Ph.D.^{*,†}, Bong-Ju Kim, Ph.D.[†], Jong-Keon Oh, M.D.[†]

Senior Products Industrial Center^{*}, Busan Techno-park, Korea,
AK Project, Graduate School of Medicine, Kyoto University[†], Kyoto, Japan,
Department of Orthopedic Surgery, Korea University College of Medicine[†], Seoul, Korea

Purpose: This study using the finite element analysis (FEA) focused on evaluating the biomechanical stability of the LC-DCP in accordance with existing of the fracture gap at the fracture site after bone fracture augmentation.

Materials and Methods: For FEM analysis, total eleven types with different fracture models considering clinical fracture cases were constructed according to the fracture gap sizes (0, 1, 4 mm)/ widths (0, 25, 50, 75, 100%). Limited contact dynamic compression plate (LC-DCP) fixation system was used in this FEM analysis, and three types of load were applied to the bone-plate fixation system: compressive, torsional, bending load.

Results: The results in FEM analysis showed that the 1, 4 mm fracture gap sizes and 75% or more fracture gap widths increased considerably the peak von Mises stress (PVMS) both the plate and the screw under all loading conditions. PVMS were concentrated on the center of the LC-DCP bone-plate, and around the necks of screws.

Conclusion: Based on the our findings, we recommend at least 50% contact of the fracture faces in a fracture surgery using the compression bone-plate system. Moreover, if x-ray observation after surgery finds 100% fracture gap or 50% or more fracture

통신저자 : 오 종 건

서울시 구로구 구로동 80
고려대학교 의과대학 정형외과학교실
Tel : 02-2626-3088 • Fax : 02-2626-1164
E-mail : jkohl@korea.ac.kr

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

Department of Orthopedic Surgery, Korea University College of
Medicine, 80, Guro-dong, Guro-gu, Seoul 152-703, Korea
Tel : 82-2-2626-3088 • Fax : 82-2-2626-1164
E-mail : jkohl@korea.ac.kr

접수: 2009. 10. 7

게재확정: 2009. 11. 9

gap width, supplementary measures to improve biomechanical stability must be taken, such as restriction of walking of the patient or plastering.

Key Words: Bone fracture, LC-DCP, Fracture gap, Biomechanical stability, FEM

서 론

최근 골절 부위에서 최소한의 생체역학적 유연성 (biomechanical flexibility)을 유지시켜 자연스럽게 가골 (callus) 형성을 유도하고, 이로 인해 골절을 치료하려는 생리학적 고정 (biological fixation) 방식이 골절치료에 유행하고 있다^{1,10,11)}. 그러나 DCP (Dynamic Compression Plate), LC-DCP (limited Contact-Dynamic Compression Plate) 그리고 LCP (Locking Compression Plate)와 같이 압박 금속판 (compression plating)을 이용한 골유합술은 초기의 빠른 회복력과 견고한 역학적 안정성으로 인해 골간부 골절, 나선형 췌기 등 다양한 형태의 골절에 여전히 유용한 치료방식으로 인식되고 있다^{5,7~9)}.

압박 금속판을 이용한 성공적인 골절치료를 위해서는 골절 부위를 해부학적으로 정확히 유합하는 것이 중요하다^{5,16)}. 즉, 골정복술 후 골절 부위에 골절틈 (fracture gap)이나 미세한 골절선 (fracture line)이 존재하지 않도록 하는 것이 가장 이상적인 골절치료이다. 그러나 실제 임상에서 환자의 복잡한 골절 형태나 시술에서의 기술적 오류로 인해

골절 부위에 미세한 골절 라인이나 원위 피질골 (far cortex) 쪽에 골절틈을 남기게 된다. 결국, 이러한 골절틈은 골유합술 후 골절 부위에서의 생체역학적 안정성을 떨어뜨리고, 직접적인 골유합을 저해함으로써 골절치료의 실패를 가져오는 중요한 요인이 된다. 최근, 금속판을 이용한 고정술 후 골절 부위 주변에서 보여지는 아골 형성은 이러한 약화된 역학적 안정성을 보강하기 위한 2차적인 자연 발생적인 골절치료 과정으로 보여지고 있으며¹¹⁾, 본 저자들도 골유합술 후 골절틈의 존재에 따른 아골형성을 경험하고 있다 (Fig. 1).

생체역학적 안정성을 높이고 골절수술로 인한 손실을 방지하기 위해 금속판의 구조나 나사못의 고정위치 그리고 갯수 등 다양한 생체역학 그리고 임상연구가 진행되어 왔다^{4,6,14,15,17)}. 그러나 단순 골절 및 복잡한 형태의 골절수술에서 빈번히 발생하는 골유합술 후 골절 부위에 남게 되는 골절틈의 크기와 형태가 금속판을 이용한 골 고정 장치 (bone-plate fixation system)의 생체역학적 안정성에 근본적으로 어느 정도 영향을 줄 수 있는지에 관해서는 간과해 왔다.

따라서, 본 연구는 복잡한 골절형태나 수술 후 필연적 혹은 기술적인 오류로 발생하는 골절틈이 골유합술 후 압박 금속판의 생체역학적 안정성에 어느 정도 영향을 줄 수 있는지를 유한요소해석을 통해 분석하고, 이를 바탕으로 수술 후 처리에 관한 가이드라인을 제안하고자 한다.

대상 및 방법

1. 검체의 구성

골유합술 후 골절 부위에 남게 되는 골절틈의 형태에 따른 생체역학적 안정성을 비교하기 위해서 골절틈의 형태를 Fig. 2에서 보여주는 것과 같이 장축방향으로의 골절틈을 fracture gap size (FGS, mm)로 그리고 내/외측 방향의 골절틈을 fracture gap width (FGW, %)로 정의하였으며, 임상경험을 바탕으로 이상적으로 골유합된 모델 1개와 1, 4 mm (25, 50, 75, 100%)의 8개 모델로 총 9개 (fracture gap size/fracture gap width)의 3차원 골절 유한요소모델이 구성되었다. 즉, 0 mm/0%의 모델은 이상적인 골절유합술이 이루어져 골절 부위에 FGS와 FGW가 존재하지 않는 것으로 간주되었으며, 반면에 가장 큰 FGS와 가장 넓은 FGW를 가지는 4 mm/100% 모델은 골유합술 후 생체역학

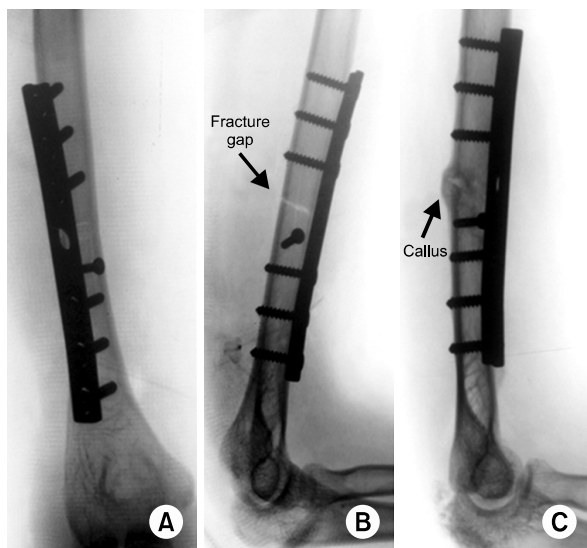


Fig. 1. Bone fracture augmentations with compressing plate (A), the arrow indicates the fracture gap at the bone fracture site (B), and the arrow indicates callus formation around the bone fracture site (C).

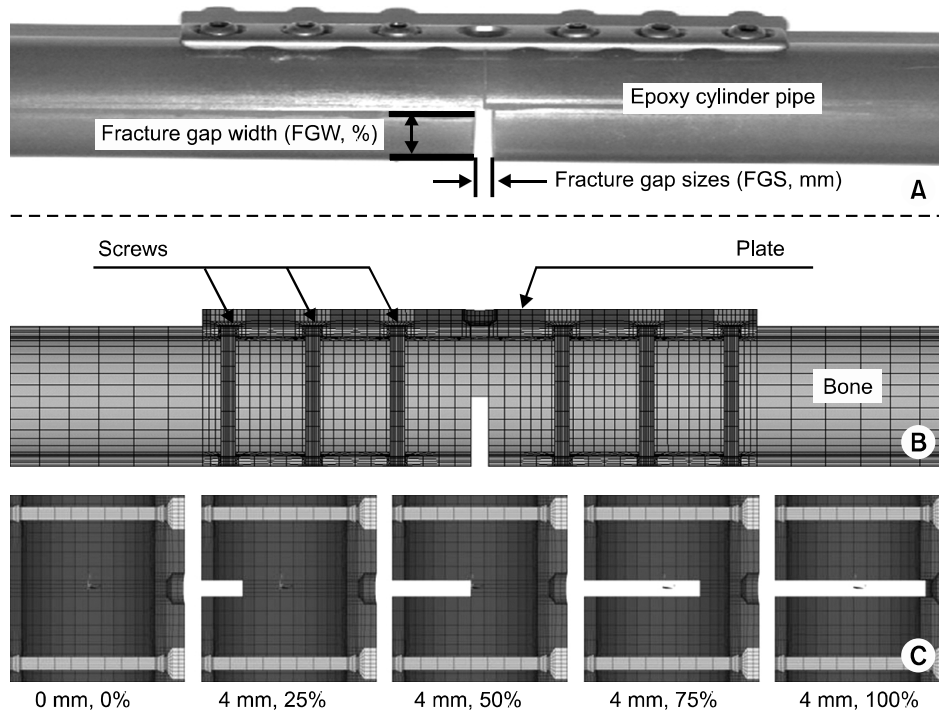


Fig. 2. Test specimen with LC-DCP fixation system for validating the 3-D FEM model (A), the bone-plate fixation system 3-D FEM model (B), and the fracture gap sizes and widths (C).

Table 1. Mechanical properties and component interface conditions assigned to FEA models

Materials	Young's modulus (GPa)	Poisson ratio (v)	Referenced fracture strength (MPa)
Bone	16.7	0.3	-
Pure titanium	117	0.34	800~1,500
Interface condition	Bone/Screw	Rigid fixation	-
	Bone/Plate	0.37	-
	Screw/Plate	0.37	-

적으로 가정 불안정한 골절모델로 가정되었다. 그리고 25, 50, 75, 100%의 FGW를 가지는 검체는 골유합술 후 골절면의 접합 정도가 얼마만큼 골 고정 장치의 생체역학적 안정성에 영향을 주는지를 비교하기 위해서 구성되었다.

유한요소해석에서 뼈는 35 mm의 외경과 2.5 mm의 두께를 가지며, 16.7 GPa의 Young's modulus와 0.32의 Poisson ratio를 가지는 3차원 모델로 구성되었다. 그리고 뼈는 등방성 (isotropic)과 균등성 (homogeneous) 물질로 가정되었다. 금속판과 고정 나사못은 단순골절에서 복잡골절에 이르기까지 골절치료를 일반적으로 사용되는 limited contact-dynamic compression plate (LC-DCP; Synthes, Korea)를 사용하였으며, 길이 124 mm에 7개의 홀을 가지는 금속판을 길이 35 mm, 4.5 mm 피질나사못 (cortex screw)을 이

용하여 골절 부위를 중심으로 위/아래로 고정시켰다. 모든 금속판은 골절 수술 표준지침서에 따라 동일한 위치에 동일한 나사못을 사용하여 고정되었다. 유한요소해석 시 골과 금속판, 골과 나사못, 그리고 나사못과 금속판 사이의 경계 조건을 위해, 실제 임상에서 골유합술 후 발생하는 마찰계수를 문헌을 참조하여 사용하였다¹²⁾. Table 1에 유한요소해석에서 사용된 물성치와 각 요소간의 경계 조건을 보여주고 있다.

2. 유한요소해석 (Finite Element Analysis)

3차원 골절 유한요소모델은 생체역학실험 (굽힘하중)을 통해서 검증되었으며, Fig. 2A는 실험에서 사용된 실험검체를 보여주고 있다. 실험에서 사용된 골절 모델은 유한요소에서의 같은 구조의 인공뼈 (Epoxy cylinder pipe, Pacific Research Lab., WA, USA)와 골 고정 장치 (LC-DCP; Synthes, Korea)가 사용되었으며, 유한요소해석과 같은 하중 조건에서 실험이 진행되었다. 그리고 유한요소모델 검증을 위해 굽힘 강성도 (bending stiffness, Nm/degree)가 서로 비교되었다.

본 수치해석에서는 실험을 통해 검증된 3차원 유한요소모델을 이용하여 골유합술 후 골절 부위에 남게 되는 골절틈의 형태 (FGS, FGW)에 따른 골 고정 장치의 안정성을 상용 유한요소 프로그램인 ANSYS9.0 (SWANSON ANSYS

SYSTEMS Inc., USA)를 이용하여 해석하였으며, 균일하고 방향성이 없는 4절점 요소 (4-point brick element)가 사용되었다 (Fig. 2A, B). 유한요소해석은 압축, 회전 그리고 4-point 굽힘, 3종류의 하중조건이 사용되었다^{3,12,17)}. 인체의 하중전달 과정을 고려해서 압축하중은 뼈의 하단을 고정하고 상단면에 1,400 N을 주었으며, 회전하중은 뼈 하단을 고정하고 상단면에 5 Nm이 주어졌다. 그리고 4-point 굽힘 하중은 약 120 Nm이 되도록 금속판이 붙어 있지 않은 쪽을 두 군데 고정하고, 그 반대쪽 뼈에 굽힘하중을 주었다. 모든 유한요소해석은 골절 부위의 움직임과 각 요소간의 경계조건을 고려하여 대변형 (large deformation)과 비선형 접촉 (nonlinear contact) 해석이 이루어졌다. 생체역학적 안정성은 각 하중조건에서 응력 분포와 peak von Mises stress (PVMS)를 통해 서로 비교되었다.

결 과

골절접합술 후 존재하는 FGS (0, 1, 4 mm)와 FGW (0, 25, 50, 75, 100%)의 변화에 따른 골 고정 장치의 생체역학적 안정성을 평가하기 위해 3가지 하중조건 (압축, 회전, 굽힘)에서 PVMS (MPa)를 비교하였다. 그리고 삼차원 유한

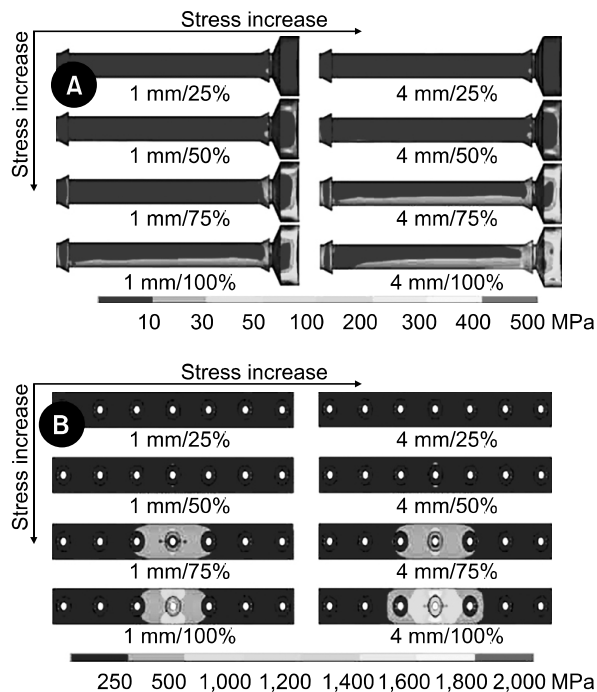


Fig. 3. Von Mises stress distributions and levels on the screws (A) and the plates (B) according to the changes of the fracture gap size and fracture gap width under compressive load.

요소 골절 모델은 역학실험을 통한 실험결과 오차 2~10% 내에서 검증되었다. Fig. 3은 압축하중에서 FGS와 FGW의 변화에 따른 금속판과 나사못의 PVMS 분포를 보여주고 있다. FGS와 FGW의 증가에 따라서 PVMS가 금속판의 중앙 부분과 나사못 목주위에 집중되었다.

1. 압축하중 (compressive load)

Fig. 4는 압축하중에서 FGS와 FGW의 변화에 따른 금속판과 나사못의 PVMS 변화를 보여주고 있다. 50% 미만의 FGW 골절 모델은 이상적인 골유합이 이루어진 것으로 가정된 모델 (0 mm/0%)과 비교했을 때, FGS의 존재와 관계없이 비슷한 PVMS를 보여주었다. 그러나 골절 부위에서 75% 이상의 FGW는 금속판과 나사못의 PVMS를 급격히 증가시켰다. 더욱이, 같은 100% FGW 모델의 경우 4 mm FGS의 모델이 1 mm보다 더 높은 PVMS를 나타내었으며, 이러한 결과를 골 고정 장치에 사용된 재료 (pure titanium)의 파손 강도 (Table 1)와 비교했을 때 골 고정 장치의 파손 가능성을 시사하였다. 또한, 나사못보다 금속판에서의 PVMS가 비해서 더 급격히 증가하였다.

2. 회전하중 (torsional load)

Fig. 5는 회전하중에서 FGS와 FGW의 변화에 따른 금속판과 나사못의 PVMS 변화를 정량적으로 보여주고 있다. 압축하중과 비교했을 때 금속판과 나사못의 PVMS는 매우 낮은 값 (<200 MPa)을 나타내었다. 회전하중의 경우 75% 미만의 FGW 골절 모델은 0 mm/0% 모델과 비교했을 때, FGS의 크기와 관계없이 PVMS는 비슷한 값을 보였다. 그

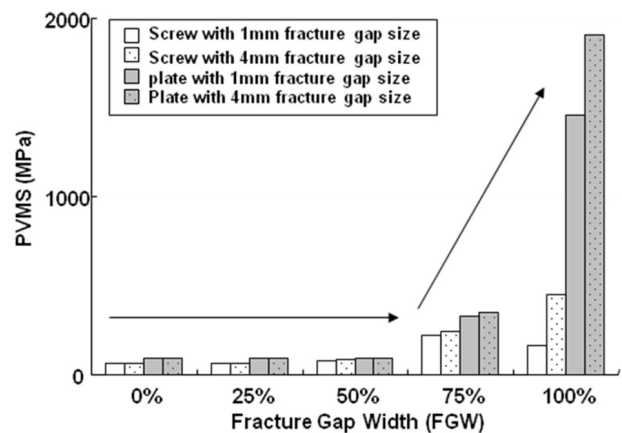


Fig. 4. Comparisons of peak von Mises stress (PVMS) according to the change of fracture gap size and width under the compressive load.

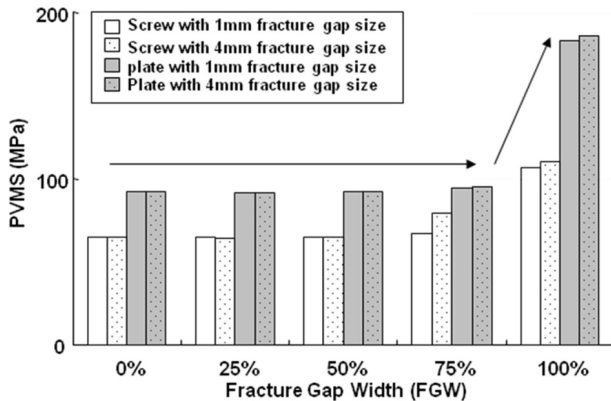


Fig. 5. Comparisons of peak von Mises stress (PVMS) according to the change of fracture gap size and width under the torsional load.

러나, 100% 이상의 FGW 증가는 금속판과 나사못의 응력을 증가시켰다. 그러나, 같은 FGW에 있어서는 FGW의 증가 (1 mm → 4 mm)에 따른 PVMS의 변화는 거의 없었다.

3. 굽힘하중 (bending load)

Fig. 6는 굽힘하중에서 FGS와 FGW의 변화에 따른 금속판과 나사못의 PVMS 변화를 비교하고 있다. 압축하중에서의 PVMS 변화와 매우 유사한 경향을 나타내었다. 즉, 50% 미만의 FGW 골절 모델은 0 mm/0% 모델과 비교했을 때, FGS의 크기와 관계없이 비슷한 PVMS 값을 보여주었다. 그러나 75% 이상의 FGW 증가는 금속판과 나사못의 응력을 급격히 증가시켰다. 더욱이, 같은 100% FGW 모델의 경우 4 mm FGS가 1 mm보다 더 높은 PVMS를 나타내었으며, 굽힘하중은 압축하중에서보다 골 고정 장치의 더 높은 파손 가능성을 시사하였다. 나사못과 금속판을 비교했을 때, 굽힘하중에서도 금속판의 PVMS가 나사못에 비해서 더 높은 값을 나타내었다.

고 찰

금속판을 이용한 골 고정 장치는 오래전부터 골절치료에 널리 사용되어 왔으며, 수술 후 역학적인 안정성을 높이기 위한 많은 임상적, 생체역학적 연구들이 진행되어 왔다. 그러나, 실제 임상에 있어서 수술 후 골절 부위에 남게 되는 골절틈이 골절수술의 실패를 가져올 수 있는 근본적인 요인으로 인식되고 있음에도 불구하고, 이와 관련된 보고가 거의 없다. Stoffel 등이 골절 부위에서 1 mm와 6 mm 골절라인이 LCP의 역학적 안정성을 낮출 수 있음을 역학실험을 통해 보여주었다^{14,15)}. 그러나 그들의 연구는 나사못의

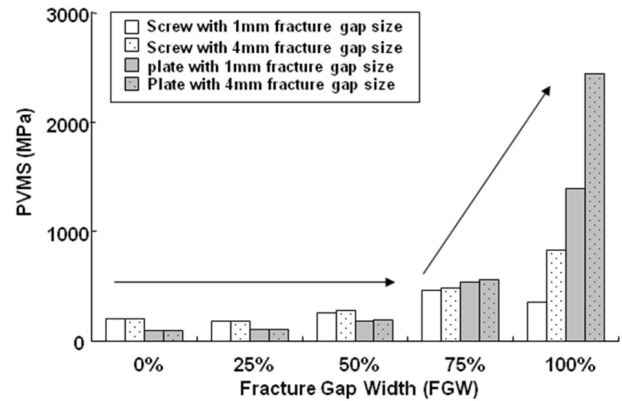


Fig. 6. Comparisons of peak von Mises stress (PVMS) according to the change of fracture gap size and width under the 4-point bending load.

위치와 갯수에 연구 초점이 맞춰졌으며, FGW의 존재 유무에 따른 골 고정 장치의 안정성에 대해서는 논의하지 않았다.

FGS와 FGW의 상태를 동시에 고려한 본 연구결과에서 FGS가 존재와 50% 이상 골절틈 (FGW)은 PVMS를 급격히 증가시키는 것을 명확히 보여주었다. 이러한 결과는 골절치료에 있어서 가능하면 골절면이 50% 이상 접합되도록 시술하는 것이 골절 부위의 안정성을 높일 수 있는 중요한 요소임을 시사한다. 또한, 골절 치료 후 골절 부위에서 FGW의 존재나 FGS의 크기에 따라서 역학적 안정성을 높일 수 있는 시술 후 처리가 필요할 것으로 생각된다.

또한, 본 유한요소해석 결과는 100% FGW에서 금속판과 나사못의 파손 가능성을 보여주었다. 그러나, 일반적으로 실제 LC-DCP와 같이 비접촉형 골 고정 장치는 금속판이나 고정 나사못의 직접적인 파손보다는 스크류 주변의 골흡수에 따른 loosening과 이에 기인한 합병증이 임상적 실패를 가져오는 더 중요한 요인으로 알려져 있다^{2,12)}. 지금까지 골 고정 장치의 파손에 관한 몇몇의 임상 결과가 보고되고 있지만¹³⁾, 유한요소모델을 검증하기 위한 본 역학적 실험에서도 금속판과 나사못은 실제 단 한 건도 파손되지 않았으며, 그 이전에 나사못과 인공뼈의 경계부분에서 균열이 발생하여 인공뼈가 먼저 파손되었다. 본 유한요소해석 결과에서 보여지지 않았지만, 금속판과 나사못의 최대응력이 파손 강도에 도달하기 전에 인공뼈에서 파손 강도를 넘는 높은 응력을 나타내었다. 이러한 사실은 골유합술 후 수술적 실패는 골 고정 장치의 파손보다는 뼈내부에서의 과도한 응력 발생에 기인할 것으로 생각된다. 따라서, 추후에 골밀도의 변화를 고려한 실험 및 유한요소해석이 이루어져야 할 것으로 생각된다.

금속판을 이용한 강합술은 골절 부위에서 아골의 형성없

이 골면을 직접 맞닿게 하여 골유합을 유도하는 직접 골절 치료방식 (direct healing)이다. 그러나 실제 임상에 있어서 골절된 부위의 골면을 완벽하게 맞추는 것은 거의 불가능하며, 이를 위해 많은 수술 시간과 과도하게 수술 부위 노출이 요구된다. 최근에는 최소한의 절개와 빠른 수술을 통해 post-trauma를 줄이고자 생리학적 고정 (bio-logical fixation) 방법이 제안되고 있다^{1,11)}. 이러한 방식은 비직접적인 고정 방식으로 골절 부위에 최소한의 유연성을 부여하여 골절 부위에서 자연스럽게 아골을 형성시키고 이를 통해서 골유합을 이끌어내는 방법이다. 이 방법은 elastic flexible fixation의 strain이론에 근거를 두고 있다. 즉, FGS 대한 fragment의 움직임 (strain)이 2~10%일 때 골아세포가 형성되고 이로 인해 골유합이 잘 유도된다는 이론이다. 본 연구는 LC-DCP를 이용한 골유합술에 있어 환자의 보행을 고려하여 3가지 하중조건에서 해석을 하였다. 즉, 골절 부위에서 100% FGS가 존재할 경우 fracture fragment의 움직임은 2~10%를 훨씬 넘어갔으며, 이런 경우 술 후 골유합의 실패로 인해 재골절이나 금속판의 파손 가능성을 가져올 수 있음을 시사하였다.

본 연구결과는 수치해석에 기초를 두고 있으므로 실제 환자의 골절 부위에 고정된 골 고정 장치와 비교했을 때 몇 가지 제한점이 있다. 첫 번째, 모델 검증에 위해 역학 실험에서 사용된 인공뼈는 실제 골의 복잡한 구조와 물성에 대해 단순화 되어졌으며, 실제 임상에서 골유합술은 본 연구에서 구성된 모델보다 더욱 복잡하다. 그러나, 뼈 대용으로 사용된 인공뼈는 실제 뼈가 가지는 다양한 물성과 복잡한 구조를 동일화 시킴으로 실험적 오차를 줄일 수 있는 장점이 있다. 두 번째, LC-DCP와 같이 비접촉형 금속판의 경우에 뼈와 금속판의 최소한의 접촉을 통해 골절 부위에 혈관이 잘 형성되어 들어가도록 설계되어졌다. 이러한 사실을 고려하여 본 유한요소해석에서 뼈와 금속판 사이에 마찰계수 (μ) 0.3이 사용되었다. 이러한 뼈와 금속판 사이에 발생하는 마찰계수는 정확히 알려져 있지 않지만, 전체적인 응력결과와 변화 추이에는 큰 영향을 주지 않을 것으로 생각된다¹²⁾.

결 론

본 연구결과를 통해 골절수술 후 골절 부위에 남게 되는 골절틈 (FGS와 FGW)은 골 고정 장치의 생체역학적 안정성을 현저히 떨어뜨리고, 금속판에서의 파손 가능성을 높일 수 있음을 명확히 보여주었다. 이러한 역학적인 불안정한 요소를 제거하고 성공적인 골절 수술을 이루기 위해서는 시술 시 가능한 50% 이상의 골절면 접합을 유지시킬 것을 제안한다. 또한, 시술 후 미세한 FGS나 50% 이상의

FGW이 발견된다면 환자의 보행을 제한하거나 LC-DCP의 생체역학적 안정성을 높일 수 있는 후속 조치가 필요할 것으로 생각된다. 이러한 결과는 금속판을 이용한 다양한 골 고정 장치의 개발이나 수술방법의 개선과 같은 연구에 있어서 기초자료로 활용될 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

- 1) Baumgaertel F, Buhl M, Rahn BA: Fracture healing in biological plate osteosynthesis. *Injury*, **29(Suppl 3)**: 3-6, 1998.
- 2) Cordey J, Borgeaud M, Perren SM: Force transfer between the plate and the bone: relative importance of the bending stiffness of the screws and the friction between plate and bone. *Injury*, **31(Suppl 3)**: 21-28, 2000.
- 3) Cordey J, Perren SM, Steinemann SG: Stress protection due to plates: myth or reality? A parametric analysis made using the composite beam theory. *Injury*, **31(Suppl 3)**: 1-13, 2000.
- 4) Ferguson SJ, Wyss UP, Pichora DR: Finite element stress analysis of a hybrid fracture fixation plate. *Med Eng Phys*, **18**: 241-250, 1995.
- 5) 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*, **19**: 597-603, 2005.
- 6) 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*, **31(Suppl 3)**: 14-20, 2000.
- 7) Korner J, Diederichs G, Arzendorf M, et al: A biomechanical evaluation of methods of distal humerus fracture fixation using locking compression plate versus conventional reconstruction plates. *J Orthop Trauma*, **18**: 286-293, 2004.
- 8) Kowalski MJ, Schemitsch EH, Harrington RM, Chapman JR, Swionthowski MF: A comparative biomechanical evaluation of a noncontacting plate and currently used devices for tibial fixation. *J Trauma*, **40**: 5-9, 1996.
- 9) Kulkerson E, Egol KA, Kubiak EN, Liporace F, Kummer FJ, Koval KJ: Fixation of diaphyseal fractures with segmental defects: a biomechanical comparison of locked and conventional plating techniques. *J Trauma*, **60**: 830-835, 2006.

- 10) **Perren SM:** Evolution of the internal fixation of long bone fracture. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *J Bone Joint Surg Br*, **84**: 1093-1110, 2002.
- 11) **Perren SM:** The concept of biological plating using the limited contact-dynamic compression plate (LC-DCP). Scientific background, design and application. *Injury*, **22** (Suppl 1): 1-41, 1991.
- 12) **Ramakrishna K, Shidhar I, Sivashanker S, Khong KS, Chista DN:** Design of fracture fixation plate for necessary and sufficient bone stress shielding. *JSME International Journal Ser C*, **47**: 1086-1094, 2004.
- 13) **Sommer C, Gautier E, Müller M, Helfet DL, Wagner M:** First clinical results of the locking compression plate (LCP). *Injury*, **34**(Suppl 2): 43-54, 2003.
- 14) **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*, **34**(Suppl 2): 11-19, 2003.
- 15) **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*, **18**: 611-616, 2004.
- 16) **Törnkvist H, Hearn TC, Schatzker J:** The strength of plate fixation in relation to the number and spacing of bone screws. *J Orthop Trauma*, **10**: 204-208, 1996.
- 17) **Veerabagu S, Fujihara K, Dasari GR, Ramakrishna S:** Strain distribution analysis of braided composite bone plates. *Composites Science and Technology*, **62**: 427-435, 2003.