

골유합술 후 골절틈의 존재가 압박 금속판 골 고정 장치의 생체역학적 안정성에 미치는 영향: 역학시험

정덕영*[§] · 이성재[†] · 김선철[‡] · 오종건[§]

부산테크노파크 고령친화산업지원센터*, 인제대학교 의용공학과[†],
대구보건대학 방사선과[‡], 고려대학교 의과대학 정형외과학교실[§]

목 적: 금속판 내고정술 후 골절 부위에 남게 되는 골절틈이 골 고정 장치의 생체역학적 안정성에 얼마나 영향을 줄 수 있는지를 생체역학실험을 통해 정량적으로 비교하였다.

대상 및 방법: 인공골의 장축방향의 골절틈을 fracture gap size (FGS, mm)로 그리고 내외측 방향의 골절틈을 fracture gap width (FGW, %)로 정의하였으며 (fracture gap size/fracture gap width), 골절틈이 없는 검체를 포함해서 4개의 그룹 (n=5)이 구성되었다: 0 mm/0%, 1 mm/100%, 4 mm/100%, 4 mm/50%. 내고정 장치로는 LC-DCP가 사용되었으며, 4-point bending 실험을 통한 강성도와 스트레인으로 생체역학적 안정성을 비교하였다.

결 과: 본 연구결과 100% FGW은 FGS의 크기에 관계없이 약 50~60% 이상의 강성도를 감소시켰다. 더욱이, FGS가 존재하지 않더라도 50% 이상의 FGW는 생체역학적 안정성을 현저히 떨어뜨렸으며, 골절 부위의 금속판 가운데에 스트레인을 증가시켜 이 부위에서의 높은 파손 가능성을 보여주었다.

결 론: 압박 금속판을 이용한 골절치료에 있어서, 골절면은 가능한 50%이상 접촉하도록 시술할 것을 제안한다.

색인 단어: 금속판 내고정술, LC-DCP, Fracture gap size와 width, 생체역학적 안정성

Effect of Fracture Gap on Biomechanical Stability of Compression Bone-Plate Fixation System after Bone Fracture Augmentation

Duk-Young Jung, Ph.D.*[§], Sung-Jae Lee, Ph.D.[†], Seon-Chil Kim, Ph.D.[‡], Jong-Keon Oh, M.D.[§]

Senior Products Industrial Center, Busan Techno-park*, Busan,
Department of Biomedical Engineering, Inje University[†], Gimhae,
Department of Radiologic Technology, Daegu Health College[‡], Daegu,
Department of Orthopedic Surgery, Korea University College of Medicine[§], Seoul, Korea

Purpose: The goal of this study using the biomechanical test was to evaluate the mechanical stability of the bone-plate fixation system according to changes of the fracture gap sizes and widths.

Materials and Methods: For mechanical test, four types with different fracture models simulating the clinical situations were constructed depending on the gap size (FGS, mm) and the gap width (FGW, %) at the fracture site: 0 mm/0%, 1 mm/100%, 4 mm/100%, 4 mm/50%. For analyzing the effects of fracture gap on the biomechanical stability of the bone-plate fixation system, 4-point bending test was performed under all same conditions.

Results: It was found that the fracture gap sizes of 1 and 4 mm decreased mechanical stiffness by about 50~60% or more. Furthermore, even without fracture gap size, 50% or more fracture gap width considerably decreased mechanical stiffness and suggested the possibility of plate damage through strain results.

통신저자 : 오 종 건

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

접수: 2009. 10. 7
심사(수정): 2009. 12. 10
게재확정: 2010. 1. 28

Conclusion: Our findings suggested that at least 50% contact of the fracture faces in a fracture surgery would be maintained to increase the mechanical stability of the bone-plate fixation system.

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

서 론

DCP (dynamic compression plate), LCP (locking compression plate)나 LC-DCP (limited contact-dynamic compression plate)와 같이 압박 금속판 (compression plating)을 이용한 금속판 내고정술 (compression plating technique)은 초기의 빠른 회복으로 골절 치료에 널리 사용되고 있다^{3,8)}. 또한, 생체역학적 안정성을 높이고 수술로 인한 손실을 방지하기 위해 금속판의 형태나 수술 방법 등에 관해 많은 역학적, 임상적 연구가 진행되어 왔다^{4~7)}. 만약 골절 부위가 이상적으로 정확히 유합 (union)되고 수술 후 절대적인 견고성 (absolute stabilization)이 충분히 보장된다면, 압박 금속판 내고정술은 여전히 유용한 골절치료방법이 될 수 있다^{11,12)}. 그러나 골절수술에 있어서 골절 형태는 단순 골절을 포함하여 복합 골절에 이르기까지 다양하고 복잡한 형태를 가진다. 그리고 실제 임상에서 있어서 이러한 복잡한 골절 형태와 시술상의 기술적인 오류로 인해, 수술 후 골절 부위에 미세한 골절라인 또는 고정된 금속판에서 원위 피질골 쪽에 골절틈이 존재하게 된다. 결국, 이러한 골절틈은 금속판 내고정술 후 골절 부위에서의 생체역학적 견고성 (biomechanical stiffness)을 떨어뜨리고, 일차적인 골유합을 저해함으로써 골절치료의 실패를 가져오는 중요한 요인이 된다. 최근, 압박 금속판을 이용한 금속판 내고정술 후 골절 부위에서의 아골 (callus)의 형성을 약화된 역학적 견고성을 보강하기 위한 자발적인 2차적인 골절치료 과정으로 보고있다⁸⁾. 본 저자들도 금속판을 이용한 골강압술에서 골절치료 후 골 접합 부위의 골절틈으로 인한 아골의 형성을 임상에서 경험하였다. 그러나 실제 임상에서 금속판 내고정술 후 골절 부위에서 빈번히 남게되는 골절틈 (fracture gap)이 시술 후 골 고정 장치의 안정성을 감소시킬 수 있는 근본적인 요인으로 인식되고 있음에도 불구하고, 골절틈의 크기와 형태가 금속판을 이용한 골 고정 장치 (bone-plate fixation system)의 생체역학적 안정성에 근본적으로 어느 정도 영향을 줄 수 있는지에 관해서는 보고되지 않았다.

따라서, 본 연구는 금속판 내고정술 후 필연적 혹은 기술적인 오류로 발생하는 골절틈이 압박 금속판을 이용한 골 고정 장치의 생체역학적 안정성에 어느 정도 영향을 줄 수 있는지를 생체역학 실험을 통해 정량적으로 비교 분석하였다.

대상 및 방법

1. 검체의 구성 (preparation of specimens)

본 연구에서는 뼈 대용으로 외경 35 mm, 두께 2.5 mm, 그리고 길이가 250 mm인 에폭시 레진 원형 파이프 (epoxy resin cylinder pipe; Pacific Research Lab., WA, USA)를 사용하였다. 이러한 인공뼈는 인체의 피질골과 매우 유사한 약 16.7 GPa 물성치와 0.32 Poisson ratio를 가지며, 등방성 (isotropic)과 균질성 (homogeneous)을 가진다. 본 실험을 위하여 인공뼈의 한 가운데를 절단하여 단순 횡골절모형을 만들었다. 그리고 골절치료용 금속판은 단순 골절에서 복잡 골절에 이르기까지 일반적으로 사용되는 limited contact-dynamic compression plate (LC-DCP; Synthes Korea, USA)를 사용하였으며, 골절 부위를 중심으로 위/아래에 각각 3개의 bicortical screw (4.5×36 mm)를 이용하여 인공뼈에 고정시켰다. 모든 압박 금속판은 골절수술 표준지침서에 따라 동일한 위치에 동일한 나사못을 사용하여 고정되었다 (Fig. 1A).

금속판 내고정술 후 골절부위에 남게 되는 골절틈의 형태에 따른 생체역학적 안정성을 비교하기 위해 골절틈의 형태는 Fig. 1B에서 보여주는 것과 같이 인공뼈의 장축방향의 틈을 fracture gap size (FGS, mm)로 그리고 내외측

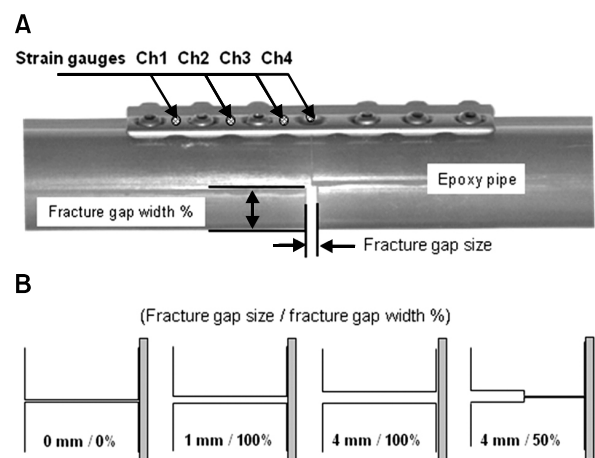


Fig. 1. The LC-DCP bone fixation system and the epoxy pipe represented as a bone (A) and specimen configurations (B) for the fracture gap sizes & width (mm/%).

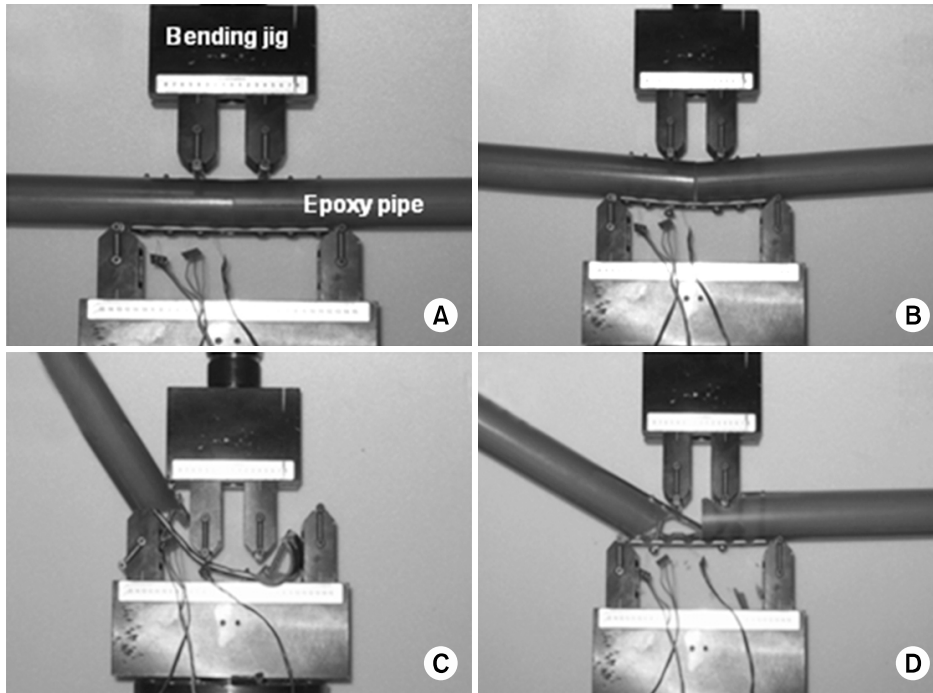


Fig. 2. Mechanical experiment through 4-point bending test (A→B→D→C) with LC-DCP bone-plate fixation system.

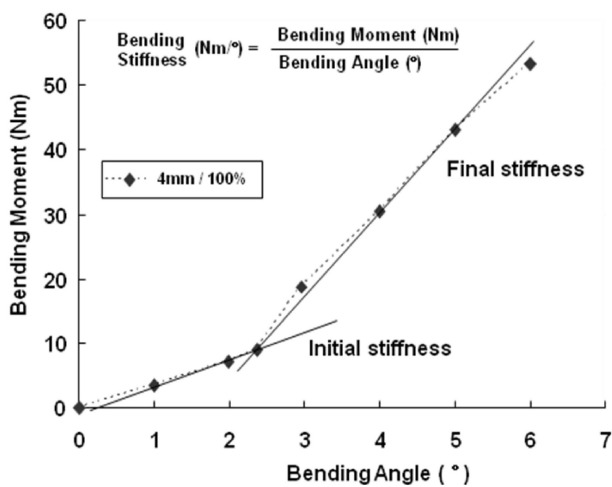


Fig. 3. Determination of the initial and final bending stiffness (Nm/°) with the bending moment (Nm)-bending angle (°) curve.

방향을 fracture gap width (FGW, %)로 정의하였으며 (fracture gap size/fracture gap width %), 총 4개의 그룹 (n=5)으로 구성되었다: 0 mm/0%, 1 mm/100%, 4 mm/50%, 4 mm/100%. 즉, 0 mm/0%의 모델은 이상적인 골절유합술이 이루어져 골절 부위에 FGS와 FGW가 존재하지 않는 것으로 간주된 검체이며, 가장 큰 FGS와 가장 넓은 FGW를 가지는 4 mm/100%가 역학적으로 가정 불안정한 검체로

가정되었다. 4 mm/50% 검체는 금속판 내고정술 후 골절면의 접합이 어느 정도 골 고정 장치의 안정성에 영향을 줄 수 있는지를 비교하기 위해서 구성되었다.

2. 생체역학적 측정 (biomechanical test)

생체역학적 안정성 평가를 위해 4-point bending 실험을 하였다. 인체의 하중 전달 과정을 고려했을 때, 4-point bending 하중 조건은 일반적으로 환자의 보행과 가장 근접된 것으로 알려져 있다²⁾. 실험 전에 스트레인 게이지 (strain gauge)를 금속판의 스크류 홀과 홀 (CH1, 2, 3), 그리고 금속판의 가운데 부분 (CH4)에 부착되었다 (Fig. 1A). 굽힘 하중은 MTS858 (MTS System, US)를 이용하여 1mm/min의 속도로 인공뼈 또는 골 고정 장치가 파손될 때까지 진행되었다 (Fig. 2). 모든 실험은 동일한 하중 속도와 구속 조건에서 실시되었다.

모든 실험데이터는 50 msec로 샘플링되었으며, 4-point bending 실험을 통해서 bending angle(°)-bending moment (M_b)의 곡선이 구해졌다. 그리고 이 곡선으로부터 골절면이 서로 맞닿기 전까지의 강성도를 초기 강성도 (initial bending stiffness, M_b/°)로 그리고 닿은 후부터의 강성도를 후기 굽힘 강성도 (final bending stiffness, M_b/°)로 계산하여 (Fig. 3), 이를 바탕으로 금속판 내고정술 후 남겨지는 골절틈의 형태에 따른 생체역학적 안정성을 정량적으로 비

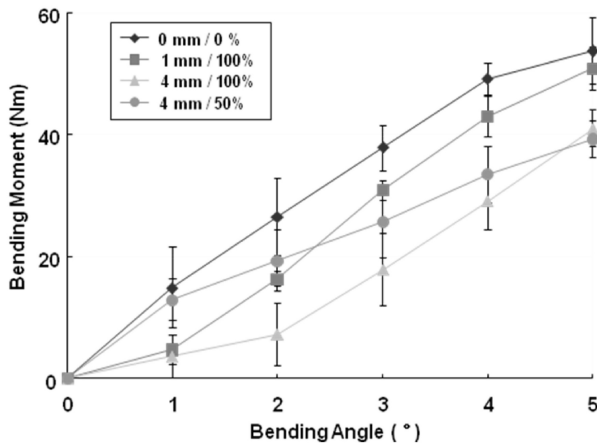


Fig. 4. Comparison of bending moments according to the fracture gap sizes and widths on the LC-DCP fixation system.

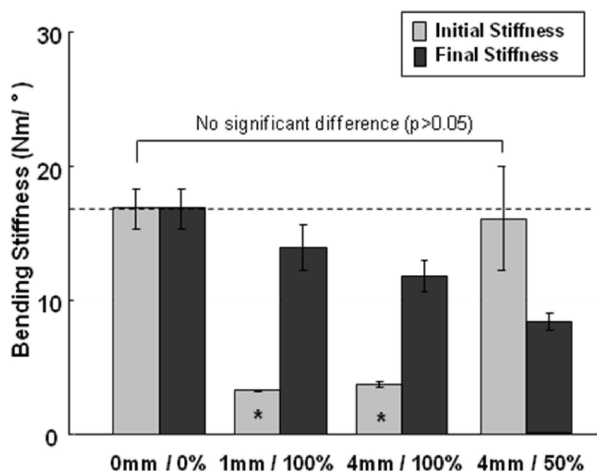


Fig. 5. Comparison of the initial and final bending stiffness (Nm/°) according to the fracture gap sizes and widths of LC-DCP: *indicates significant difference compared with 0 mm/0% model in the initial stiffness.

교 분석하였다 ($p < 0.05$). 또한, 스트레인 결과를 통해 금속속판을 이용한 골 고정 장치의 파손 가능성을 분석하였다.

결 과

1. 강성도 (Stiffness)

금속판 내고정술 후 존재하는 FGS와 FGW의 형태에 따른 내고정물의 안정성을 평가하기 위해 4-point bending에서의 강성도를 비교하였다. Fig. 4에서 FGS와 FGW의 형

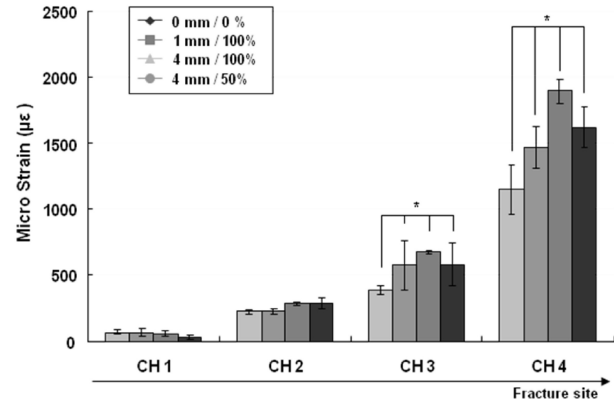


Fig. 6. Comparison of the micro strains ($\mu\epsilon$) through the four channels (CH1 ~ CH4) according to the fracture gap sizes and widths on LC-DCP ($p < 0.01$): *indicates significant difference compared with 0 mm/0% model in the initial stiffness.

태에 따른 bending angle(°) - bending moment (M_b) 곡선을 비교하여 보여주고 있다. FGS와 FGW의 크기에 관계없이 골절 부위에 골절틈이 존재할 경우 굽힘 강성도가 하중 변화와 함께 변하는 것을 알 수 있었다. 이러한 강성도의 변화는 하중의 증가에 따른 골절면의 접촉에 기인된다.

각 검체의 비교에 있어서 이상적으로 골유합이 이루어진 0 mm/0%의 검체에서 가장 높은 굽힘 강성도를 보여주어 생체역학적으로 가장 안정된 것을 알 수 있었으며, 예상되었던 것처럼 초기와 후기의 굽힘 강성도를 비교했을 때 변화가 없었다. 반면, 골절면이 전혀 접촉되지 않은 검체들, 즉 1 mm/100%와 4 mm/100% 검체에 있어서는 FGS (1, 4 mm)의 크기에 관계없이 초기의 강성도가 0 mm/0% 검체와 비교했을 때 매우 낮았으며, 하중의 증가에 따른 골절면의 접촉후 강성도가 조금 증가하는 추세를 보였다. 또한, 골절면에서 50%의 골접합면을 가지는 4 mm/50% 검체에서는 초기 강성도는 0 mm/0%모델과 비슷 하였지만, 지속적인 하중의 증가에 따라 감소하는 경향을 보였다.

초기 굽힘 강성도의 비교했을 때, 100% FGW는 이상적으로 접합된 검체 (0 mm/0%)에 비해서 굽힘 강성도를 현저하게 낮추었다 ($p < 0.05$). 그러나 4 mm/50%의 초기 강성도는 0 mm/0%와 비슷한 값을 보여주었다 (Fig. 5).

2. 스트레인 (Strain)

금속판 내고정술 후 존재하는 FGS와 FGW의 형태에 따른 금속판 파손 가능성을 유추하기 위해 4-point bending에서 스트레인값을 비교하였다 (Fig. 6). 최대 스트레인은 검체의 구성과 관계없이 골절에서 가장 가까운 부위 (CH4)에서 발생하였으며, 검체간의 스트레인 차이는 CH3, CH4

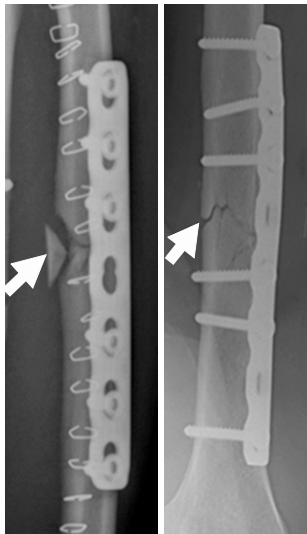


Fig. 7. The fracture gap shapes after compression plating with bone-plate fixation system: the white arrows indicate bone fracture position.

에서 보였다 ($p < 0.05$). 이러한 스트레인 결과는 술 후 생체역학적으로 불안정한 상태에서 환자의 과도한 보행이나 움직임은 금속판의 스트레인을 급격히 증가시키며, 결과적으로 금속판의 가운데 부분에서 파손이 발생할 수 있음을 시사했다.

검체간의 비교에 있어서 100% FGW를 가지는 검체들이 가장 높은 약 2,000 μm 스트레인값을 보여주어 높은 파손 가능성을 시사하였다. 그러나, 골절 부위에서 4 mm/50%의 검체는 4 mm/100%에 비해서 20~30% 낮은 스트레인값을 나타내었다.

고 찰

최근, Stoffel 등^{11,12)}은 1 mm와 6 mm FGS의 골절모델을 이용한 LCP의 역학적 강성도에 관한 연구결과에서 골절틈이 골 고정 장치의 역학적 안정성을 감소시킬 수 있음을 보여주었다. 그러나 그들은 스크류의 위치와 개수에 연구초점을 맞추었으며, 금속판 내고정술 후 필연적 또는 기술적인 문제로 남게 되는 FGS와 FGW에 따른 영향은 고려하지 않았다 (Fig. 7). 본 연구결과에서 골절 치료 후, 100% FGS는 예상되었던 것처럼 이상적으로 교합된 골절 모델 (0%, 0 mm)에 비해서 현저하게 역학적 강성도를 감소시켰으며, 50% FGW의 존재는 초기 강성도가 0% FGW와 유사하여, 골 고정 장치의 안정성을 높이는 중요한 요인임을 명확히 보여주었다.

본 연구결과에서 강성도는 골절면이 접합하는 시점을 기

준으로 초기와 후기 강성도로 구분하였다. 초기 강성도는 금속판 내고정술 후 환자의 움직임에 따른 실제적인 골 고정 장치의 순수한 강성도를 나타내며, 후기 강성도의 경우는 골절면의 접합으로 인한 하중 분산 (load sharing)에 기인된 골 고정 장치와 골을 동시에 고려한 강성도이다. 본 연구에서는 초기 강성도는 FGW가 100%일 때 FGS의 크기에 관계없이 골 고정 장치의 강성도를 현저히 감소시켰다. 그러나, 골절면이 50% 접촉되었을 때는 0 mm/0% 검체와 비슷한 강성도를 보였다. 반면에, 후기 강성도는 FGS와 FGW의 크기에 관계없이 전체적으로 감소하는 경향을 나타내었다. 이러한 사실은 성공적인 골유합을 위해서는 금속판 내고정 시 골절면이 가능한 50% 이상 접촉하도록 유지해야 하며, 만일 복잡한 골절 형태 등의 이유로 불가능할 경우에는 금속판의 파손 가능성이 높으므로 이를 예방하기 위해서는 체중제한, 보조장치 등 추가적인 조치가 필요할 것으로 사료된다. 비록 본 연구에서는 FGW가 25%, 75%인 검체를 구성하여 시험을 하진 않았지만, 실험과 병행된 유한요소해석 (finite element analysis)에서도 FGW가 50%이상에서 금속판, 나사못에 급격히 응력이 집중하여 내 고정 장치의 높은 파손 가능성을 시사하였다. 이러한 결과는 골절면이 50%이상 접촉되도록 시술하는 것이 금속판 내고정술 후 초기에 골 고정 장치의 역학적 안정성을 높일 수 있는 중요한 요소임을 시사한다.

내고정 장치를 이용한 지금까지의 많은 성공적인 시술에도 불구하고, 몇몇 임상보고는 금속판이나 고정 나사못의 파손사례를 보여주고 있다¹⁰⁾. 본 실험에서는 스트레인 게이지를 통해 스트레인을 계산하고 이를 바탕으로 금속판의 파손 가능성을 유추하였다. 본 실험결과에서 FGS가 존재할 경우 그 크기에 관계없이 FGW가 0%에서 100%로 증가할 때 금속판의 가운데서 스트레인이 급격히 증가했으며, 재료의 파손 강도 (fracture strength)를 넘었다. 이러한 사실은 만일 금속판 내고정술 후 골절 부위에 미세한 골절라인이 존재한다면 골접합술 후 환자의 보행중에 금속판이 파손될 수 있음을 시사한다.

그러나, 일반적으로 압박 금속판을 이용한 내고정술에서 금속판이나 고정 나사못의 직접적인 파손보다는 금속판 주변이나 뼈와 나사못의 계면에서의 골흡수에 따른 loosening 또는 골다공증 등이 임상적 실패를 가져오는 더 중요한 요인으로 알려져 있다⁹⁾. 본 실험에서도 금속판이나 나사못은 한 건도 파손되지 않았으며, 그 전에 바깥쪽 고정 나사못과 인공뼈의 경계부에서 균열이 발생하였으며, 이로 인해 인공뼈가 먼저 파손되었다. 이러한 결과는 하중의 증가에 따른 골절면의 접촉에 기인된 뼈로의 응력 전이 (stress translation) 현상에 따른 것으로 생각된다. 그러나 실험으로는 이러한 복잡한 현상을 명확히 밝히기는 어렵

다. 따라서 수치해석적 방법을 통해 골밀도의 변화에 따른 골내부의 응력 변화를 좀더 조심스럽게 분석해야 할 것으로 생각된다.

최근, 최소한의 박리와 골절부위에 대한 최소한의 노출을 통해 감염을 줄이고자 생리학적 고정 (biological fixation) 방법이 제안되고 있다^{1,8)}. 이러한 생리학적 고정 방법은 비직접 골절치료방식 (indirect healing)으로 골절 부위에서 최소한의 유연성을 부여하여 골절 부위에서 자연스럽게 아골을 형성시키고 이를 통해서 골유합을 이끌어내는 방법이다. 즉, 골절틈에 대한 골절편 (fracture fragment)의 움직임이 2~10%일 때 골아세포가 형성되고 이로 인해 골유합이 잘 유도되는 것으로 알려져 있다. 비록 결과부분에서 보여주지 않았지만, 압박 금속판을 이용한 본 연구에서는 환자의 보행을 고려한 굽힘 하중이 주어졌으며, 100% FGS의 존재는 fracture fragment의 과도한 움직임 (>2~10%)을 유발하였다. 이러한 결과는 압박 금속판뿐만 아니라 생리학적 고정방식에 있어서도 술 후 골절라인과 같은 미세한 FGS는 골절 부위의 과도한 움직임을 유발해 금속판 내 고정술의 실패를 가져올 수 있을 것으로 생각된다.

본 연구결과는 in vitro test에 기초를 두고 있어 실제 임상에서 환자의 골절 부위에 고정된 내고정 장치와 비교했을 때 몇가지 제한점이 있다. 우선 역학실험에서 사용된 인공뼈는 실제 장본 (long bone) 복잡한 구조와 물성에 대해 단순화되었다. 그러나, 뼈 대용으로 사용된 예폭시 실린더 파이프는 실제 뼈가 가지는 다양한 물성과 복잡한 구조를 동일화시킴으로 실험적 오차를 줄일 수 있는 장점있다. 또한, 본 연구에서는 환자의 다양한 부위에서 발생할 수 있는 회전력을 고려하지 않았다. 그 이유는 하지의 생체역학적 측면을 고려했을 때, 서 있는 자세에서 하지의 골절 부위는 다른 부위에 비해서 회전의 영향을 많이 받지 않기 때문이다. 그러나, 시술 후 환자의 움직임을 고려했을 때 동적이고 복합적인 하중 조건을 고려한 좀더 구체적인 해석이 되어져야 할 것으로 생각된다. 또한, 추후 골절틈의 형태 및 크기에 따른 LC-DCP와 LCP의 생체역학적 특성을 비교 분석함으로써 압박 금속판의 종류에 따른 생체역학적 안정성을 비교해볼 예정이다.

결 론

본 연구결과를 통해 골절수술 후 골절 부위에 남게되는 FGS는 고정된 LC-DCP의 생체역학적 안정성을 현저히 떨어뜨리고, 금속판의 파손 가능성을 명확히 보여주었다. 이러한 역학적인 불안정한 요소를 제거하고 성공적인 골절수술을 이루기 위해서는 골절부분에서 50% 이상의 골접합면을 유지시킬 것을 제안한다. 또한, 술 후 미세한 골절선

이나 50% 이상의 FGW가 발견된다면 환자의 보행을 제한하거나, 수술 부위에서의 생체역학적 안정성을 높일 수 있는 후속 조치가 필요할 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

- 1) **Baumgaertel F, Buhl M, Rahn BA:** Fracture healing in biological plate osteosynthesis. *Injury*, **29(Suppl 3):** C3-C6, 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):** C21-C28, 2000.
- 3) **Frigg R:** Locking compression plate (LCP). An osteosynthesis plate based on the Dynamic Compression Plate and Point Contact Fixator (PC-Fix). *Injury*, **32(Suppl 2):** 63-66, 2001.
- 4) **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.
- 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*, **31(Suppl 3):** C14-C20, 2000.
- 6) **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.
- 7) **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.
- 8) **Perren SM:** Evolution of the internal fixation of long bone fracture. *J Bone Joint Surg Br*, **84:** 1093-1110, 2002.
- 9) **Ramakrishna K, Shidhar I, Sivashanker S, Khong KS, Ghista DN:** Design of fracture fixation plate for necessary and sufficient bone stress shielding. *JSME International Journal Series C*, **47:** 1086-1094, 2004.
- 10) **Sommer C, Gautier E, Müller M, Helfet DL, Wagner M:** First clinical results of the locking compression plate (LCP). *Injury*, **34(Suppl 2):** B43-B54, 2003.
- 11) **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)**: B11-B1, 2003.

12) **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.