

## 견고성 및 비견고성 외고정이 골절치유에 미치는 영향

서울 대학교 의과대학 정형외과학교실

강기서 · 정문상 · 이한구

= Abstract =

### The Effects of the Flexible and Rigid External Fixation on the Fracture Healing — An Experimental Study in Rabbits —

Ki Ser Kang, M.D., Moon Sang Jung, M.D. and Han Koo Lee, M.D.

Department of Orthopedic Surgery, College of Medicine, Seoul National University

In order to compare the effects of the flexible external fixations with the rigid one on fracture healing, rabbits' tibiae were fractured surgically and each fracture were immobilized with external devices using graphites (the group I), plastics (the group II) and stainless steel (the group III).

At six weeks after fracture, clinical and radiological union rates in group I, II and III were 91 %, 73% and 60% respectively.

The rabbits' tibiae were load in 4-point bending test to determine the mechanical properties of the fracture healing. The means and standard errors of maximum bend moment of the fractured tibiae were  $11.30 \pm 2.33 \text{ kg.f.cm.}$ ,  $8.55 \pm 2.02 \text{ kg.f.cm.}$  and  $9.79 \pm 2.09 \text{ kg.f.cm.}$  in group I, II and III respectively.

These data may suggest that a certain amount of the flexibility (ex, graphite) or motion is better than the rigidity (ex, stainless steel) in fracture healing by the method of the external immobilization).

**Key Words :** Graphite, External Immobilization.

#### I. 서 론

생체의 모든 조직의 치유과정에서 가장 바람직하게 치유되는 것이 골조직이다. 왜냐하면 골절의 치유는 반흔조직을 남기지 않고 이루어지며, 일단 치유되면 치유되기 전의 원래의 조직과 같은 형태와 기능을 갖추기 때문이다. 그러나 골절은 치료기간, 치료방법 및 골절부 주위의 환경에 따라 인접 관절의 강직, 근육의 위축, 불유합 등의 여러가지 합병증을 초래할 수 있다. 그러므로 골절을 가장 이상적으로 치료하기 위해서는 골절이 치유되기에 적합한 환경을 조성해야 한다.

현재 사용되고 있는 고정방법 중에서 견고한 고정과 골절부에 약간의 운동을 허용하는 고정의 두 방법이 함께 사용되고 있으나 아직까지 이 두 고정이 골절치유에 미치는 영향에 대하여는 학자들 간

에 의견의 대립과 논란이 계속되고 있다.

골절의 치료에서 "골유합이 이루어질 때까지 그 인접된 상하 관절을 지속적으로 고정해야 한다"는 Watson-Jones<sup>21)</sup>의 대원칙이 현재까지 누구에게나 알려져 있으며, 또 이 원칙에 입각하여 치료가 시행되고 있다. 그러나 1961년 Dehne<sup>8)</sup> 등에 의하여 보행치료의 장점이 인식되면서 골절부위의 운동이 골유합에 지장을 주지 않으며, 오히려 어느 정도의 운동은 골절의 치유기간을 단축시킬 수 있다고 하여 골절치료의 새로운 방법으로 제시되었다.

저자는 이들 상반되는 치료가 골절의 치유에 미치는 영향을 연구하여, 골절치료의 기초자료로 삼고자 다음과 같은 실험을 하였다.

#### II. 실험재료 및 실험방법

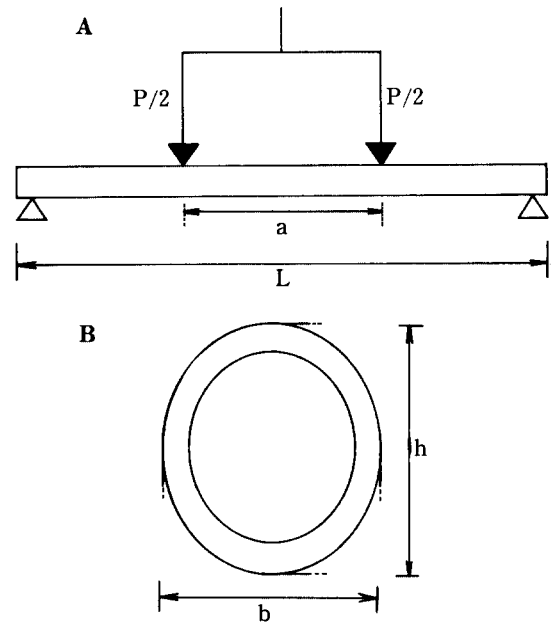
체중 2.5kg~3.5kg의 성숙한 백색 토끼 45마리

**Fig. 1.** Photographs of bending test. A. Picture before bending test. B. Picture after fracture occurred.

를 각 군에 15마리씩 제 I 군 graphite, 제 II 군 plastic, 제 III 군 stainless steel로 분류하였다. 20% urethane과 ketamine을 이용한 전신마취를 시행한 후, 좌측 경골의 근위부에서는 경골조면(tibial tuberosity), 원위부에서는 경골내과(medial malleolus)에서 같은 거리를 두어 3개의 금속핀, 도합 6개의 핀들을 횡열로 평행하게 삽입하였다. 제 I 군은 graphite, 제 II 군은 plastic, 제 III 군은 stainless steel인  $0.5 \times 0.5 \times 10\text{cm}$  규격의 막대모양의 외고정장치를 resin을 이용하여 핀과 고정시켰다. 이어 경골 중앙부의 전내측에 피부절개를 가한 후 골막을 박리하고, 두께 1.2mm의 틸을 사용하여 횡적골절이 되도록 절골술을 시행하였다. 골절부의 안정도를 확인한 후 환부를 세척하고 봉합하였다.

수술 후 2주일, 4주일 되는 날에 방사선 촬영을 하여 골절치유 정도를 판정하였으며, 수술 후 6주 되는 날에 외고정 장치를 제거하고 손으로 골절부위를 운동시켜서 골유합 여부를 확인하였으며, 경골을 적출하여 방사선 촬영을 한 후  $-20^{\circ}\text{C}$  상태에서 보관하였다. 수술 도중 혹은 수술 후 사망한 토끼를 제외하고 제 I 군 11마리, 제 II 군 11마리, 제 III 군은 10마리이었다. 냉장고에서 꺼낸 적출된 경골을 최소한 3시간 이상 실온에서 녹인 후에 비골이 부착된 상태로 4-point bending test를 하였다(Fig. 1).

이 골곡검사에는 한국과학기술원의 협조를 받아 M. T. S. (Material Testing System)가 사용되었으며 골곡력의 부하방향은 전방에서 후방으로 일정하게 하였다. 경골 후면의 지지점간의 거리는 50mm, 전면의 부하 지지점간의 거리는 18mm로 일정하게 하였으며 골절부위를 정중앙에 위치시킨 후 500kg.f.



$P$  : maximum bending load

$I$  : moment of Inertia ( $\frac{\pi}{64}bh^3$ )

$\delta$  : deflection at the bending points

Maximum bending moment ( $M$ ) =  $\frac{P}{4}(L-a)$

Stress ( $\delta$ ) =  $\frac{Mh}{2I}$

Energy ( $E_n$ ) =  $\int_0^{\delta} Pdx$

Young's Modulus ( $E$ ) =  $\frac{L_3 - 3aL^2 + 2a^3}{24I} \cdot \frac{P}{\delta}$

Bending's stiffness ( $S$ ) =  $E \cdot I$

**Fig. 2.** A. Schematic drawing of the experiment. B. Cross section of the midportion of the tibia and the calculating formulas of mechanical properties.

은 생역학적인 성질을 표시하는 값들을 얻은 후 서로 비교 검토하였다(Fig. 2).

### 1. 최대굴곡능률(Maximum Bending Moment)

최대굴곡하중은 어떤 골을 굴곡시켜서 골절시키는데 필요한 최소의 힘으로써 그 골의 질과 양 등의 골 전체의 구조상 특성을 나타내는 수치이다. 최대굴곡하중(P)을 기초로 하여 계산되는 최대굴곡능률(M)은 양단 지지들도(simple beam)에서 4-point bending test를 하는 경우에  $M=p/4(L-2)$ 로 표시한다.

### 2. 응력(Stress at the central region)

단면적에 대한 강도로써 골조직의 질적 성격을 나타내며  $\delta = \frac{Mh}{2I}$ 로 표시되어 증가할수록 굴곡강도가 높다고 할 수 있다.

### 3. 에너지(Energy stored in the bone)

완전한 골절이 발생할 때까지의 흡수된 총 에너지를 말하며 완전한 골절이 일어날 때까지의 곡선하의 총면적을 얻은 값으로  $En = \int_0^L p dx$ 로 표시된다. 골조직의 질적 및 양적 표현으로 에너지가 클수록 그 골조직은 비탄성 변형(plastic deformation)을 하는 경향이 크다고 할 수 있다.

### 4. Young 탄성율(Young's Modulus of elasticity)

$$\text{응력과 strain과의 비율을 말하며 } E = \frac{L_3 - 3aL^2 + 2a^3}{24I}$$

$\frac{P}{I\delta}$ 로 표시되고 단면적에 대한 골조직의 질적 탄성성질을 나타내며 성인골에 가까울수록 증가한다고 할 수 있다.

### 5. 굴곡 저항도(bending stiffness)

E.I.로 표시되는 값으로 골조직의 질과 양적 성질을 나타내며 클수록 굴곡력에 대한 저항이 크다고 할 수 있다. 또한 그 재료가 잘 휘어지지 않는다.

## III. 실험 결과

수술후 6주일째의 방사선 촬영상 제 I 군에서 11개의 경골중 10개(감염된 불유합 1개), 제 II 군에서 11개의 경골중 7개(감염된 불유합 1개), 제 III 군에서 10개의 경골중 6개에서 골유합을 관찰할 수 있

Fig. 3. Roentgenographic findings of the excised tibia in group I. No. 7 sample shows ununited state of the fracture site.

용량을 가진 Load cell을 이용하여 2mm/min의 속도로 굴곡력을 가하였다.

굴곡력 부하지점 단면의 모양을 타원형으로 간주하여 계산하였으며 컴퓨터 변수의 수치를 동시에 수록하여, 제각기 정해진 공식에 대입하여 아래와 같

**Fig. 4.** Roentgenographic findings of the excised tibia in group II. No. 15, No. 20, No. 21 and No. 28 samples show ununited state of the fracture site.

**Fig. 5.** Roentgenographic findings of the excised tibia in group III. No. 31, No. 32, No. 35 and No. 40 samples show ununited state of the fracture site.

**Table 1.** Union rates of the fracture

| Group                | No. | No. of total tibia | No. of united tibia | Union rate(%) |
|----------------------|-----|--------------------|---------------------|---------------|
| I. graphite          |     | 11                 | 10                  | 91            |
| II. plastic          |     | 11                 | 7                   | 73            |
| III. stainless steel |     | 10                 | 6                   | 60            |
| Total                |     | 32                 | 23                  | 71.9          |

**Table 2.** Means and standard errors of the mechanical properties

| Group                | Maximum bending moment(kg.f.cm) | Stress (kg.f./cm <sup>2</sup> ×10 <sup>-2</sup> ) | Energy (kg.f.cm) | Youn'g modulus (kg.f/cm <sup>2</sup> ) | Bending stiffness (kg.f.cm <sup>2</sup> ) |
|----------------------|---------------------------------|---|------------------|--|---|
| I. graphite          | 11.30±2.33                      | 1.94±0.31   | 1.05±0.25        | 2.83±0.59                              | 626.4±104.4                               |
| II. plastic          | 8.55±2.02                       | 1.16±0.29   | 0.85±0.24        | 1.72±0.54                              | 479.5±145.3                               |
| III. stainless steel | 9.79±2.09                       | 2.23±0.60   | 0.88±0.25        | 3.28±1.00                              | 422.4±103.3                               |

\*All p values are over 0.05.

었으며 (Fig. 3, 4, 5), 외고정 장치를 제거한 후에 골절면의 움직임을 손으로 확인한 결과와 방사선 소견이 일치하였다. Table 1에서 보는 바와 같이 제 I 군, 제 II 군, 제 III 군에서 각각 91%, 73%, 60%의 골유합을 나타내어 제 I 군에서 가장 좋은 성적을 보였다.

최대골곡능률의 수치가 임상적으로 가장 큰 의의를 갖는다고 할 수 있으며 최대골곡능률의 평균치와 표준오차는 제 I 군에서  $11.3 \pm 2.33 \text{ kg.f.cm}$ , 제 II 군에서  $8.55 \pm 2.02 \text{ kg.f.cm}$ , 제 III 군에서  $9.79 \pm 2.09 \text{ kg.f.cm}$ 로 제 I 군에서 가장 높은 수치로 나타났다 (Table 2).

에너지와 골곡강도도 제 I 군에서 평균치가 가장 많았고, 응력과 Young탄성율은 제 III 군에서 가장 많았으나 통계적 처리를 한 결과 p 값이 0.05수준에서 의미가 없었다.

#### IV. 고 찰

골절의 치유는 초기의 가골형성 시기와 재형성 (remodelling) 시기로 구분할 수 있다. 가골형성의 시기에 치료방법에 따라서 골절의 유합이 어느 정도 이루어질 수 있는지의 여부가 결정된다고 할 수 있다. Watson-Jones<sup>21)</sup>의 “충분하고 지속적이며, 골절이 유합될 때까지의 중단없는 고정”이라는 말이 지배적이었으며, Dehne<sup>9)</sup>, Sarmiento<sup>14)</sup>, Mooney<sup>11)</sup> 등은 골절부의 조기 체중부하 및 약간의 움직임을 허용해도 골절치유에 지장을 주지 않는다고 하며 이 방법도 많이 사용되고 있다.

Tonino<sup>18)</sup>는 Young탄성율이 서로 다른 2개 혹은 그 이상의 구성 성분이 하나의 역학적 계통을 형성하면 기계적 자극을 받지 못하게 된다고 하였으며 골절치료의 고정재료는 골조직과 가장 가까운 물질을 사용해야 골절치료의 재형성시기와 체중부하 시기에 골조직의 약화를 줄일 수 있다고 하였다. 그는 장골 (long bone), stainless steel, 그리고 탄성율이 금속보다 아주 작은 plastic polytrifluoromono-chloroethylene (PTFCE) 등의 탄성율과 강도를 실

험하고 PTFCE가 인체의 장골과 가장 가까운 성질을 나타내므로 골절치료에 좋다고 하였으며 동물실험을 통하여 자료를 제시하였다. 저자가 실험에 사용한 3가지 물질의 생역학적 성질을 Table 3에서 볼 수 있으며 graphite가 인체의 장골의 성질과 가장 가깝다고 할 수 있다 (Table 3).

Bradley<sup>5)</sup>는 stainless steel과 graphite를 사용하여 같은 종류의 실험을 한 후 graphite를 사용한 경우에 가골 형성이 더 잘 이루어지며 또한 재형성 시기에 생리적 자극을 보다 많이 받게 함으로써 골조직의 감소 및 약화를 줄일 수 있어서 골절 유합후의 재골절의 예방에도 좋다고 하였다<sup>1,18,19)</sup>.

정<sup>2)</sup> 등은 토끼의 경골을 골절시킨 후 0°, 5°, 10°의 운동범위를 허용한 특수 제작된 외고정 장치를 사용하여 골절치유를 비교한 결과, 5°의 운동범위를 허용한 토끼에서 골유합이 가장 많이 이루어졌다고 하였다.

Tayton<sup>17)</sup>은 CERP (Carbon-fibre-reinforced plate)를 동물의 골절치료에 사용하여 좋은 결과를 얻은 후 20명의 인체의 경골 골절치료에 사용하여 좋은 결과를 얻었으며 가골 형성을 촉진시키고, 재형성 시기에 골조직의 약화를 일으키지 않는다고 하였다. 또한 해부학적 정복을 하지 않아도 골유합이 잘되며 감염율을 감소시킬 수 있다고 하였다.

저자는 stainless steel, 골조직과 가장 가까운 성질을 가진 graphite, 그리고 보다 많은 유연성을 가진 plastic 등을 사용하여 외고정으로 실험한 결과에서, graphite를 사용한 토끼에서 가장 좋은 91%의 골유합율을 얻었으며 이는 방사선 촬영소견에서 관찰할 수 있었으며 또한 외고정 장치를 제거한 직후에 손으로 굴곡시켜서 움직임을 확인할 수 있었다. 이러한 결과는 골절초기에 약간의 골절면에서의 운동허용이 가골형성을 촉진시킨다는 주장<sup>5,10,18)</sup>과 아주 견고한 고정은 가골형성을 방해한다는 주장<sup>4,15)</sup>에 일치하는 소견이라고 할 수 있다.

골조직의 질 (quality)을 나타내는 응력과 Young탄성율은 제 III 군에서 더 좋은 성적을 보여 stainless steel을 사용한 토끼의 골조직의 질이 더 좋다고 판

Table 3. Some Mechanical Data of Bone and External Fixation Materials

|                       | Modulus of Elasticity (MN/m <sup>2</sup> ) | Ultimate Tensile Strength (MN/m <sup>2</sup> ) |
|-----------------------|--|--|
| 316 Stainless Steel   | 200000                                     | 500-1000                                       |
| Plastics(polystyrene) | 280-550                                    | 3-8  |
| Graphite              | 500-1200                                   | 20-40  |
| Bone, Cortical        | 6000-20000                                 | 80-150   |
| Bone, Cancellous      | 1000                                       | 2  |

\*1 Newton=1 kg.f./m<sup>2</sup>, 1 MN=10<sup>6</sup> Newton

단할 수 있다. 그러나 골조직의 질과 양을 나타내는 최대굴곡능률, 에너지, 굴곡강도 등은 제 I 군에서 더 좋은 성적을 보여 (Table 2), 골조직의 질적인 면과 양적인 면을 합하여 생각하면 Graphite를 사용한 토끼에서 골절치유가 더 잘 이루어졌다고 생각할 수 있다. 바꾸어 말하면 graphite를 사용한 토끼의 골절치유에 대한 종합적 결과가 더 좋다고 추릴 수 있다. 그러나 통계 처리상 각 군간의 p값이 0.05 수준에서 의미있는 차이가 없으므로 아직 단정적으로 주장할 수 없는 단계이다.

Mather<sup>9)</sup>는 양측 인체 대퇴골의 생역학적 성질을 검사한 결과에서 좌측과 우측의 평균치가 거의 같으며 표준편차와 P값은 개체의 변이가 많으므로 참고하지 않아도 된다고 보고하였다. 또한 Currey<sup>7)</sup>, Tonino<sup>18)</sup> 등은 실험동물의 종자와 체중이 다른 경우에는 실험결과 수치의 많은 차이가 있다고 하였다. 본 실험의 선강한 우측 경골의 최대굴곡능률에서 가장 많은 수치(53.4kg.f.cm)와 가장 작은 수치(27.8kg.f.cm)가 약 2배로 나타났으나 각군의 평균치가 거의 같게 나온 것은 Mather의 실험결과와 비슷한 소견이라고 할 수 있다.

또한 저자의 실험에 사용된 graphite, plastic, stainless steel 등에 대한 생역학적 검사의 표준화가 되어 있지 않아서 굴곡검사 수치의 다양성을 가져온다고 추측할 수도 있다.

본 실험의 문제점을 요약하면 토끼의 서로 다른 종자 및 크기, 외고정 물질의 표준화, 골절부와 횡적 핀과의 일정한 거리에 대한 오차 등을 고려할 수 있겠으나 이것들이 본 실험의 결론에 큰 영향을 미치지 않았다고 추측된다.

## V. 결 론

골절편의 견고한 고정과 비견고성 고정이 골절치유에 미치는 영향을 관찰하기 위하여, 토끼 경골에 실험적 골절을 야기시킨 후 graphite, plastic, stainless steel 등을 이용한 골절편의 외고정을 시행한 2, 4, 6주 후, 방사선 촬영 그리고 치유된 경골에 대한 4-point bending test를 실시하여 이들의 두 고정방법이 골절치유에 미치는 영향을 관찰하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 골절후 6주의 임상적 및 방사선촬영 검사상에서 graphite군, plastic군 및 stainless steel군에서 각각 91%, 73% 및 60%의 골유합율을 나타냄으로써 graphite군이 가장 좋은 골유합율을 나타내었다.

2. 골절후 6주의 4-point bending test에서 gra-

phite를 사용한 토끼에서 가장 좋은 성적은 보였으나 ( $P>0.05$ ) 이는 통계학적으로 의미있는 결과가 아니므로 단정적으로 우수한 치료법이라고 주장할 수는 없었다.

3. 이상의 실험결과로 미루어 보아, graphite를 이용한 고정이 다른 두 고정보다 우수한 성적을 나타내어 골절의 치료에 graphite를 사용해 볼 수 있다는 가능성을 제시하였다.

## REFERENCES

- 1) 성상철 · 한문식 : 성장에 따른 가토 경골의 굴곡도의 변화. 대한 정형외과 학회지, 제18권, 제2호 : 187, 1983.
- 2) 정문상 · 이덕용 : 골절부에 각 운동 허용이 골절치유에 미치는 영향. 대한 정형외과 학회지, 제16권, 제1호 : 20, 1981.
- 3) Akesson, W. H., Woo, S. L. Y., Coutts, R. D., Matthews, J. V., Gonsalves, M. and Amiel, D. : *Quantitative Histological Evaluation of Early Fracture Healing of Cortical Bone Immobilized by Stainless Steel and Composite Plates*. *Calcif. Tissue. Res.*, 19:27, 1975.
- 4) Anderson, L. D. : *Compression Plate Fixation and the Effect of Different Types of Internal Fixation on Fracture Healing*. *J. Bone Joint Surg.*, 47-A:191, 1965.
- 5) Bradley, G. W., McKenna, G. B., Dunn, H. K., and Daniels, A. U. : *Effects of Flexural Rigidity of Plates on Bone Healing*. *J. Bone Joint Surg.*, 61-A:866, 1979.
- 6) Carter, D. R. and Spengler, D. M. : *Mechanical Properties and Composition of Cortical Bone*. *Clin. Orthop.*, 135:192, 1978.
- 7) Currey, J. D. : *The Mechanical Consequences of Variation in the Mineral Content of Bone*. *J. of Biomechanics*, 2:1, 1969.
- 8) Dehne, E., Metz, C. W., Deffer, P. A. and Hall, R. M. : *Non-operative Treatment of the Fractured Tibia by Immediate Weight Bearing*. *J. Trauma*, 1:514, 1961.
- 9) Mather, B. S. : *The Symmetry of the Mechanical Properties of the Human Femur*. *J. Surg. Res.*, 7:222, 1967.
- 10) McKibbin, B. : *The Biology of Fracture Healing in long Bones*. *J. Bone Joint Surg.*, 60-B:150, 1978.

- 11) Mooney, V., Nickel, V., Harvey, P. J. And Snelson, R. : *Castbrace Treatment for Fractures of the Distal Part of the Femur. J. Bone Joint Surg., 52-B:1563, 1970.*
- 12) Moyen, B. J-L., Lahey, P. J., Weinberg, E. H. and Harris, W. H. : *Effect on Intact Femora of Dogs of the Application and Removal of Metal Plates. J. Bone Joint Surg., 60-A:940, 1978.*
- 13) Reilly, D. H. and Burnstein, A. H. : *The Mechanical Properties of Cortical Bone. J. Bone Joint Surg., 56-A:1001, 1974.*
- 14) Sarmiento, A. : *A Functional Below-the-Knee Cast for Tibial Fractures. J. Bone Joint Surg., 49-A:855, 1967.*
- 15) Schenk, R. and Willeneger, H. : *Morphological Findings in Primary Fracture Healing. Symposia Biologica Hungarica, 8:75, 1967.*
- 16) Sedlin, E. D. and Hirsch, C. : *Factors Affecting the Determination of the Physical Properties of Femoral Cortical Bone. Acta Orthop. Scand., 37:29, 1966.*
- 17) Tayton, K., Johnson, Mckibbin, B., Bradley, J. and Hastings, G. : *The Use of Semi-Rigid Carbon-Fibre-Reinforced Plastic Plates for Fixation of Human Fractures. J. Bone Joint Surg., 64-B:105, 1982.*