

## 연성 골수정이 개의 대퇴골 골절치유에 미치는 영향

가톨릭의과대학 정형외과학교실

우 영 군

= Abstract =

### Experimental Study for the Treatment of Long Bone Shaft Fracture with Non-reamed Flexible Intramedullary Nail

Young-Kyun Woo, M.D.

*Department of Orthopedic Surgery, Catholic Medical College & Center, Seoul, Korea*

Intramedullary rodding has been the treatment of choice for long bone shaft fracture when operative fixation is necessary. The present technology on rodding has been the use of a single, rigid intramedullary rod.

However, an undesirable consequence of the use of such a rigid rodding is the post-union osteopenia along the rod, which is believed to be secondary to the over-protection of the surrounding bone from normal stresses, the so called "stress bypass effect". Another disadvantage of the rodding procedure is interruption of intramedullary vascularity by reaming which may contribute to non-union.

To evaluate these parameters, experiments were performed on mature dogs, using flexible multiple rods which can be inserted without reaming. The fracture healing was studied biomechanically by measuring the non-destructive bending and torsion stiffness, maximum torque and energy absorption to failure.

Using two experimental dogs a zero time test of the osteotomized femur in which one bone was fixed with multiple rods and the contralateral bone fixed with a Küntscher rod, showed that the bending stiffness was higher in the Küntscher rod than in the multiple rods fixed bone. This fact means the flexible multiple rods fixation gives more elastic fixation than Küntscher rod.

The bending and torsion stiffness of the femur as expressed by repair per control percentage showed the multiple rods were significantly higher than Küntscher rod at 6 weeks study but not in 9 weeks study.

In the six month study, the repaired femur of the multiple-rods had significantly high bending and torsion stiffness, maximum torque and energy.

Through these results, it was found that there was some advantage to the multiple rods in terms of early fracture healing at the 6 weeks study but no significant difference between two rod systems at the 9 weeks study. And there was significant advantage in the late remodelling phase of fracture healing in flexible rod.

**Key Words :** Intramedullary nail, Non-reamed flexible, Fracture treatment, Dogs.

### I. 서 론

1940년 Küntscher가 성인의 장관골 간부 골절의 한 치료법으로 골수강내 금속정 고정술을 소개한 이래 이 방법이 많은 사람들에게 의해 사용되고 또한 개발되어 왔으며 현재에도 특히 대퇴간부 골절의 치료법으로는 흔히 이용

되는 방법으로 알려지고 있다. 현재 일반적으로 널리 사용되고 있는 골수강내 금속정으로는 Küntscher 정, Hansen-Street 정, Sampson 정, Schneider 정 및 A.O. 정 등이 있다. 이와같이 금속정을 골수강내로 삽입 시킬 때에는 골수강을 확장(reaming)하여야 하는 문제점이 있으며 또한 이 금속정들은 아주 견고하므로 이것들을 사용하여 골절편을 고정할 경우 골유합이 이루어진 후에도 뼈

가 정상적으로 받아야 할 응력(stress)을 견고한 금속정 이 대신 받으므로 이차적으로 “응력차폐 효과”(stress shielding effect)를 나타내어 오히려 뼈에 골소공증을 초 래하게 된다. 이와같은 현상에 대한 지금까지의 연구로 는 금속판을 이용한 골절치료의 경우가 대부분이며 금 속정을 골수강내에 삽입하여 내고정한 예에 대한 응력차 폐 효과에 대한 기술은 찾아 보기 힘들다.

이러한 점에 착안하여 저자는 골수강을 확장하지 않 아도 골수강내에 삽입이 가능한 유연한 실험동물용 다 수 금속정을 사용한 고정 방법과 골수강을 확장한 후 견 고한 Küntscher 골수정을 삽입한 고정 방법이 골절의 치 유과정에 미치는 차이를 밝히고자 다음의 실험을 실시 하였다.

## II. 재료 및 방법

### 1) 재 료

ㄱ. 실험동물 : 실험 동물로는 체중 20~25 kg의 잡견 30마리를 사용 하였고 실내온도 20~22°C, 습도 60~70 %의 일정한 상태에서 사육 하였다.

ㄴ. 골수강내의 금속정 : 사용된 유연금속정은 미국 Howmedica 회사 제품으로 그 조성물은 titanium-6 aluminum- vanadium으로 금속정의 직경은 1.5mm 부터 3.5 mm 까지 0.5mm 씩의 차이가 있으며 길이는 15cm로 개 의 대퇴골에 사용하게 고안되었다. 이 금속정 이외에도 같이 사용되게 되는 플라스틱심 (plastic core)은 4개의 금속정을 중심으로 가운데 놓이게 되는데 그 크기 또한 직경이 6mm 부터 12mm 까지 2mm 간격으로 4 종류이고 길이는 금속정과 같다 (Fig. 1).

Küntscher 금속정 역시 동일회사 제품이며 인체에서 사용하는 것과 같으나 15cm 길이로 짧게 한것을 사용하 였다.

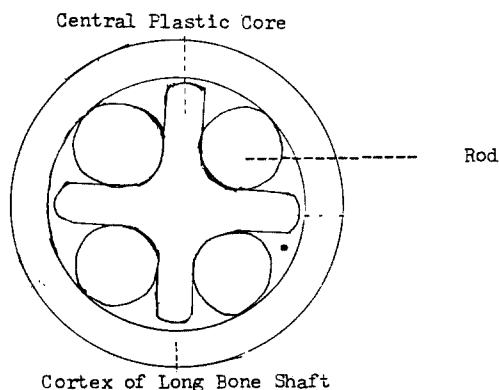


Fig. 1. Schematic figure of the multiple rods and plastic core in the medullary canal.

두가지 금속정의 차이는 다수 유연금속정의 경우 Küntscher 정 보다 그 강도가 유연한 점이고 (flexible) 또한 유 연골수정의 삽입시에는 골수강을 확장하지 않고도 삽입 이 가능하다는 이점이 있다.

### 2) 방 법

ㄱ. 수술방법 : 체중 kg 당 0.5ml의 phenobarbital 을 정맥내 주입하여 전신마취를 한 후 기도에 삽관 (canula) 을 삽입하여 호흡을 원활하게 하였으며 좌 대퇴골에 도 달하기 위하여 좌 대퇴부에 약 13cm 길이의 측방 절개 후 외측광근 (vastus lateralis)을 전방으로 제치고 대퇴 골에 도달 하였다. 전기톱으로 대퇴간부에 실험적 절골 을 시킨 후 대퇴골수강 보다 직경이 작은 골수강 확장 기 (reamer)를 돌리지 않은채 절골 근위부에 저항이 느 겨질때 까지 완전 삽입후 확장기를 돌려서 대퇴 경부 근 처에 구멍을 뚫은 후 먼저 골수강 직경과 유사한 크기의 플라스틱심을 대퇴 경부 구멍을 통하여 절골부를 지나 절골 원위부로 삽입후 4개의 다수 금속정을 차례로 삽 입 하였다. 이와같은 방법으로 Küntscher 정도 삽입하지 만 이 경우는 골수강을 확장한후 삽입하는 것이 두 수술 의 근본 차이라 하겠다.

ㄴ. 실험방법 : 골수강내 다수 금속정 고정군은 제 1 군 으로 하고 Küntscher 정 고정군을 제 2 군으로 하였으며 각군마다 초기의 골절 치유를 비교하기 위해 수술 6주 및 9주후에 4마리씩 도살하여 양측 대퇴골을 채취 하였 으며 또한 개변기 (remodelling plate)의 골절치유 정도 를 보기위하여 수술 6개월후에 각각 4마리씩 도살하여 양측 대퇴골을 채취후 역학적 실험을 하였으며 전측 대퇴골을 대조군으로 사용하였다. 동시에 골절부를 임상 적으로 관찰하기 위하여 수술직후와 수술후 1개월마다

Table 1. Test procedure and load range of tests to each different healing times

Order of tests	Testing range	Healing time of bones
1. Non-destructive torsion with rod	$\pm 1$ N-m $\pm 2$ N-m	Zero time. 6 wks. 9 wks. 6 mos.
2. Non-destructive bending with rod	0.3 - 1.0 N-m 0.3 - 1.6 N-m	Zero time. 6 wks. 9 wks. 6 mos.
3. Bending (Non-destructive) without rod	0.3 - 1.0 N-m 0.3 - 1.6 N-m	6 wks. 9 wks. 6 mos.
4. Torsion to failure (destructive) (5.6 rad/sec)	Load to failure	6 wks. 6 mos. 9 wks.

N-m: Newton-meter wks: weeks mos: months  
Zero time: right after fixing osteotomy rad: radius

그리고 도살 직전에 방사선을 촬영하여 비교하였다. 역학적 실험으로는 Table 1에서 보는바와 같은 순서로 하였으며 실험기구는 Instron 1125형을 사용하였다.

첫째 검사는 비파괴 검사(non-destructive test)로 골수강내 금속정을 둔 상태로 염전 및 굴곡검사(torsion and bending test)를 하고 골수강내 금속정을 제거한 상태에서 다시 굴곡검사(bending test)를 하였으며 둘째 검사는 파괴 염전검사(destructive torsion test)로 골수강내 금속정을 제거한 상태로 염전을 시켜 골절을 일으키는 실험을 하였다. 각각 검사의 하중 범위(range of load)는 Table 1에서 보는바와 같으며 이와 같은 실험은 양측(금속정 고정 측과 전측) 대퇴골에서 다같이 실시하였다.

#### ㉔. 각 검사의 목적

비파괴 검사로 골수강내 금속정을 둔 상태로 회전 검사를 하여 얻은 염전 강도(torsion stiffness)는 골수강내 고정되어 있는 금속정이 어느 정도 회전력에 견딜수 있는가를 보기 위한 것이며 동시에 골절부 골유합의 강도가 어떠한가도 볼 수 있다. 역시 비파괴 검사로 골수강내 금속정을 둔 상태와 또 제거한 상태 하에서 굴곡 검사를 하여 굴곡강도(bending stiffness)를 측정하는 것은 골수강내 금속이 골절부 굴곡력에 어느 정도 저항하는가를 보기 위한 것이며 또한 골유합의 정도가 어떠한가를 보기 위한 검사이다.

파괴염전 검사는 최대 torque 와 에너지를 측정키 위한 것인데 최대 torque 란 골절을 야기시켰을때 골절부에서

받았던 최고의 torque 를 말하며 에너지란 골절을 완전히 일으키는 동안 소요된 전체 힘을 말한다.

본 실험에 들어가기 전에 다수 유연금속정을 대퇴골내 고정시킬 경우 Küntscher 정 보다 어느 정도 유연한가를 보기 위하여 예비 실험을 하였다. 즉 정상 잠견 2마리를 도살하여 양측 대퇴골을 채취후 실험적 골절을 대퇴골 간부에 야기시킨후 한쪽에는 다수 금속정 및 반대쪽 대퇴골에는 Küntscher 정으로 각각 고정하고 본 실험에서와 같은 검사 방법으로 각각의 굴곡 강도 및 염전 강도를 측정하였다(Fig. 2).

Fig. 2에서 보는 바와 같이 Küntscher 정으로 고정할 경우가 다수 금속정 고정 경우보다 염전 및 굴곡 강도가 더 높음을 보여 주며 이는 Küntscher 정으로 고정할 경우가 다수 금속정으로 고정하는 경우보다 골절부에 미치는 염전 및 굴곡력에 더 강하게 저항함을 보여 준다 하겠다.

### III. 성 적

#### 1) 임상적 성적

일반적으로 수술후 회복은 매우 빨라 수술 1주 후에는 모든 실험 동물에서 양측 다리를 사용하여 활동하였으며 간혹 파행을 보이는 경우도 있었으나 수술 2주후에는 별 합병증 없이 활동을 하였다.

모든 동물에서 수술후 4주 마다 방사선 촬영을 하였으며 수술 2~3개월 방사선 소견에 임상적 골유합의 소

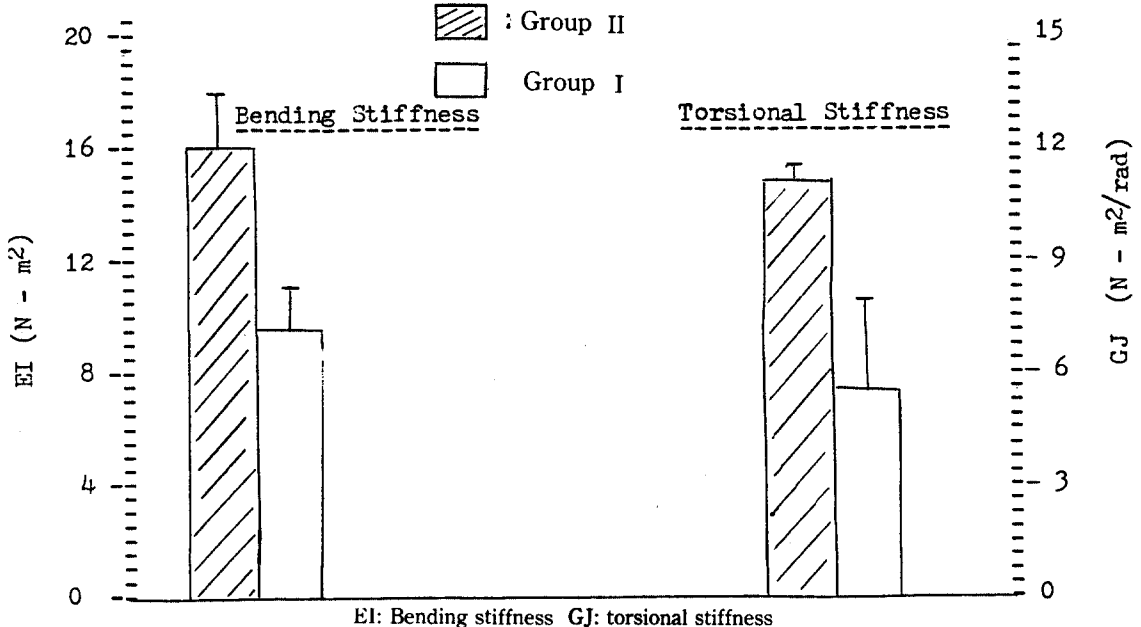


Fig. 2. Both bending and torsion stiffness of two different rod systems illustrated as histogram which were measured right after osteotomy and rodding (zero time).

견을 보였으며 제 2 군의 9주 동물중 2마리에서 도살시 까지 방사선 검사에서 비골유합(non-union)의 소견을 보였으며 두마리를 제외한 나머지 1, 2군의 모든 동물은 주기적 방사선 관찰을 4주마다 하여서 인지 방사선 관찰로는 두 군에서 골유합의 시기의 차는 볼수 없었다.

개의 대퇴골은 정상적으로 전방 굴곡이 되어 있으므로 실험적 절골후 Küntscher 정으로 고정한 군(제 2 군)에서는 후방 절골부에 약 2mm 정도의 간극(gap)이 생기지만 다수 금속정군(제 1 군)에서는 이와 같은 소견을 볼수 없이 절골부의 접촉이 좋았다.

주기적인 방사선 검사 소견상 제 1 군에서는 골절부에 제 2 군 보다 더 많은양의 가골을 볼수 있었으며 이는 제 1 군에서 고정의 정도가 제 2 군 보다 약하다는 것을 의미한다 하겠다.

## 2) 생체 역학적 성적

### ㄱ. 6 주군

수술 6주에 도살하여 생체 역학적 검사를 하였던 결과 는 Table 2 와 같았다. 즉 골수강내 금속이 들어 있는 상태로 측정한 굴곡 강도는 제 1 및 제 2 군에서 차이를 볼수 없었다.

회전 강도는 제 1 군에서 41%로 제 2 군의 7%보다 월등히 높았으며 금속정을 제거 하고 측정한 굴곡 강도는 제 1 군이 제 2 군 보다 월등히 높았다.

파괴 회전검사 (destructive torsion test)에서 최대 to-

orque 나 전체 에너지에서는 제 1 및 제 2 군간에 차이를 받 견할 수 없었다(Table 2).

### ㄴ. 9 주군

비파괴 검사(non destructive test)로 얻은 회전 및 굴곡강도를 비교하면 제 1 및 제 2 군에서 수치의 차이는 있으나 통계학적으로 볼때 두 차이의 의의는 없었다.

파괴 회전점사 (destructive torsion test)에서 얻은 최대 torque 및 energy 도 두군간에 통계학적 차이는 없었다(Table 3).

### ㄷ. 6 개월군

비파괴 검사로서 얻을수 있는 회전 강도는 제 1 군이 제 2 군보다 약 3배 높았으며 골강내 금속정이 있는 상태하의 굴곡 강도는 두군에서 차이가 없었으나 금속정을 제거한 후의 굴곡강도는 제 1 군이 약 70%, 제 2 군이 약 30%로 제 1 군이 월등히 높았으며 최대 torque 및 에너지도 제 1 군이 각각 약 81% 와 71%로 제 2 군의 약 37% 및 35% 보다 두배 정도 더 높은 수치를 보였다 (Table 4).

## IV. 고 찰

성숙이 끝난 장골의 간부 골절의 치료는 1940년 Küntscher 가 Küntscher 정을 사용하여 골수강내 고정 방법을 발표한 이래 많은 저자들에 의해 이용되고 개발 되어 왔으며 현재 까지 사용되고 있는 금속정으로는 크로버일 모

Table 2. Results of each test of two groups at six weeks after operation

Test		Group 1			Group 2		
		Control	Repair	Repair/Control (%)	Control	Repair	Repair/Control (%)
Non-Destructive	Torsional stiffness $\bar{c}$ rod (N-m <sup>2</sup> /rad)	14.9±3.7	5.3±1.7	41.3±22.1	15.3±5.3	1.2±0.5	7.0±1.0
	Bending stiffness $\bar{c}$ rod (N-m <sup>2</sup> )	12.6±5.0	4.9±0.2	45.2±16.3	14.8±0.3	5.6±0.3	38.1±3.1
	Bending stiffness $\bar{s}$ rod (N-m <sup>2</sup> )	12.6±5.0	2.1±0.2	30.0±10.1	14.8±0.3	0.91±0.1	6.0±0.1
Destructive	Maximum torque (N-m)	34.3±37	5.0±1.0	14.5± 1.5	20.8±2.4	2.1±0.9	14.7±2.7
	Energy (N-m. rad)	5.1±0.7	0.64±0.2	13.3± 5.5	2.2±0.4	0.4±0.1	22.6±6.8

\* N-m: newton-meter rad: radius, mean ± standard error

**Table 3.** Results of each test of two groups at nine weeks after operation

Test		Group 1			Group 2		
		Control	Repair	Repair/Control (%)	Control	Repair	Repair/Control (%)
Non-Destructive	Torsional stiffness $\bar{c}$ rod (N-m <sup>2</sup> /rad)	23.7 ± 2.5	7.9 ± 0.8	32.7 ± 4.3	22.4 ± 1.3	10.8 ± 9.3	46.2 ± 38.8
	Bending stiffness $\bar{c}$ rod (N-m <sup>2</sup> )	10.4 ± 3.9	2.8 ± 1.0	29.1 ± 2.1	15.7 ± 0.6	5.8 ± 3.6	36.4 ± 21.6
	Bending stiffness $\bar{s}$ rod (N-m <sup>2</sup> )	10.4 ± 3.9	1.9 ± 0.8	18.8 ± 4.1	15.7 ± 0.6	2.0 ± 0.8	13.0 ± 5.5
Destructive	Naximum torque (N-m)	34.9 ± 6.1	7.1 ± 0.4	23.5 ± 1.3	32.2 ± 0.4	10.9 ± 10.0	34.1 ± 31.3
	Energy (N-m rad)	7.3 ± 1.0	2.5 ± 0.4	33.8 ± 1.4	5.5 ± 0.5	1.8 ± 1.7	35.7 ± 33.8

\* N-m: newton-meter rad: radius mean±standard error

**Table 4.** Results of each test of two groups at six months after operation

Test		Group 1			Group 2		
		Control	Repair	Repair/Control (%)	Control	Repair	Repair/Control (%)
Non-Destructive	Torsional stiffness $\bar{c}$ rod (N-m <sup>2</sup> /rad)	24.6±1.0	27.2±4.5	109.7±13.6	25.7±5.1	18.3±9.3	35.3±12.1
	Bending stiffness $\bar{c}$ rod (N-m <sup>2</sup> )	17.8±1.0	12.0±2.8	66.7±13.2	14.9±2.4	11.3±3.0	63.0±20.6
	Bending stiffness $\bar{s}$ rod (N-m <sup>2</sup> )	17.8±1.0	12.5±2.4	69.3±10.2	14.9±2.4	5.4±1.8	30.6±14.7
Destructive	Maximum torque (N-m)	36.5±3.4	30.7±4.0	81.1±11.3	30.9±1.7	16.7±5.6	36.9± 7.4
	Energy (N-m rad)	8.1±1.6	5.4±1.1	71.2± 8.2	4.7±0.1	3.4±1.8	35.3± 6.2

\* N-m: newton-meter rad: radius mean±standard error

양의 직선인 Küntscher 정, 다이아몬드 모양의 Hansen-street 정, 세로로 홈이 파진 Sampson 정, 정사각 모양의 Schneider 정 및 같은 크로버일 모양이라도 “C” 자 모양으로 휘어진 A.O. 정 등이 있으며 이중에서도 Küntscher 정 및 A.O. 정등이 가장 널리 이용되고 있다. 최근에는 대퇴 전자부 및 전자하부 골절등이 치료에 사용할

수 있는 Ender 금속정 및 Zickel 정등 종류 및 용도도 다양화 되어 왔다<sup>4, 12)</sup>.

이와같이 임상적으로 많이 이용되고 있는 골수강내 금속정 고정 방법은 몇가지 이점 및 단점을 동시에 갖고있다.

이점으로는 환자의 병상생활을 짧게 할 수 있으며 관

절 및 근육의 고정 기간을 감소시킬수 있고 해부학적 정복으로 사지 길이의 단축을 방지할 수 있으며 정복후 골절부에 가해질 수 있는 압박힘 (compression force)을 금속정이 방지 못하므로 오히려 골절 치유에 도움을 주어 최종적으로 골유합을 촉진시킬수 있다.

반면에 단점으로는 수술 및 골내 이물 삽입으로 인한 감염의 위험과 골수강내 금속정 삽입 과정중 골편의 분쇄가 일어날 수 있으며 또한 골수강내 고정으로 굴곡력 (bending force)에는 견고히 저항하나 골절부의 회전력을 방지하는 힘은 적다 하겠다. 그러나 이상의 단점보다 더욱더 큰 단점은 골간부 골절에서 수술시 골수강을 reaming 함으로써 골수강내 순환의 장애를 준다는 점과 대부분의 골수강내 금속정이 매우 견고하여 골절부가 골유합이 이루어진후에라도 뼈의 개변(改變)에 필요한 정상 응력을 견고히 고정되어 있는 금속정이 대신하므로 2차적인 응력차폐 (stress shielding)의 효과를 나타내어 골의 소공증이 일어남으로 약해질 수 있다는 점이다<sup>1,2)</sup>.

Rhineland(1973)<sup>8)</sup>는 장관골의 혈액순환은 영양동맥 (nutrient artery), 골간단동맥 (metaphyseal artery) 및 골막동맥 (periosteal arterioles)에 의해 공급되며 이중 골수강내로 들어가 상하 골수강내 동맥으로 나누어져 장관골의 거의 대부분의 간부피질 (cortex)을 공급하는 주된 동맥은 영양동맥이라 하였다. 또한 그는 미세혈관 조영술로 골수강내 확장을 하고 견고히 고정되는 골수강내 금속정 고정후 4~8주간 주기적으로 골수강내 골순환 및 골세포를 관찰한 결과 확장을 한 경우 거의 전두께에 해당하는 피질이 탈순환 상태 (devascularized)가 되며 또한 내2/3에 해당하는 피질에서 골소강 (lacunae)내 골세포가 보이지 않는다 하였으며 확장을 하지 않고 혈접제

골수강내 금속정을 고정한 경우 단지 골수강내 금속정과 닫는 부분에 접한 부분의 피질에서만 골수강내에 골세포가 보이지 않는다 하였다. 그러나 골수강내 순환을 확장을 한 경우나 하지않은 경우나 골수강내 금속정 삽입 3~4주후에는 재생 된다 하였으며 이 순환의 재생은 골수강내에서 금속정과 피질이 서로 닫지 않는 부분으로 순환이 자라 들어온다 하였다<sup>8,9,10)</sup>.

본 역학적 실험에서도 수술후 6주에서 제1군이 제2군보다 굴곡강도 (bending stiffness)가 증가 한것은 (Fig 3) 제1군에서 골수강내 확장을 하지 않은 이유로 초기 골절부의 골유합이 제2군에서 보다 비교적 견고히 이루어졌다 할 수 있으며 최대 torque나 에너지에서 두군 사이에 별 차이가 없는것은 제2군에서 골절부 골유합이 제1군 만큼 견고히 이루어지지는 않았지만 비교적 견고한 섬유성 유합 (fibrous union)이 있는것으로 풀이 할 수 있다.

초기 골절 치유의 골유합 정도를 보기 위한 6주 및 9주군에서의 차이는 뚜렷치 않았으며 9주군에서도 제1군 및 2군 사이에 차이는 없었다.

제1군에서 6주 및 9주군의 검사에서는 차이가 없었으며 제2군에서 6주와 9주군의 결과를 비교하면 9주군이 모든 수치에서 높았으나 다시 9주군에서 제1군과 제2군을 비교하면 두군 사이에는 차이가 없었다. 이는 이시기가 되면 골절부 가골 중 가장 중요하다고 할수 있는 외가골 (external callus)에 전반적으로 석회와 침착이 완전히 일어남으로 두군사이에 골절부 유합의 강도에는 별 차이가 없을것으로 생각 할수 있다<sup>6)</sup>.

Küntschert 정으로 고정한 제2군의 9주 검사에서 표준오차 (standard error)가 매우 높은 이유는 4마리중 2마

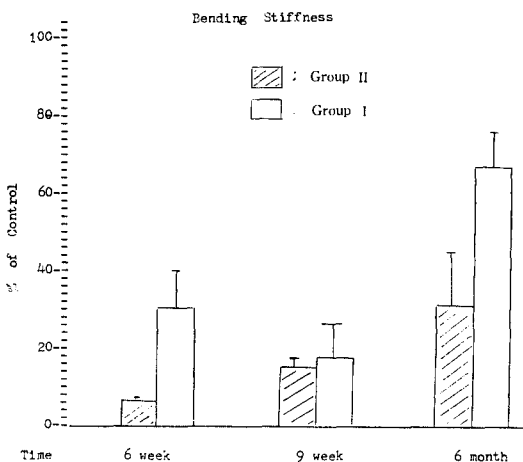


Fig. 3. Bending stiffness (expressed as percentage of control) of two different rod systems at each different healing time.

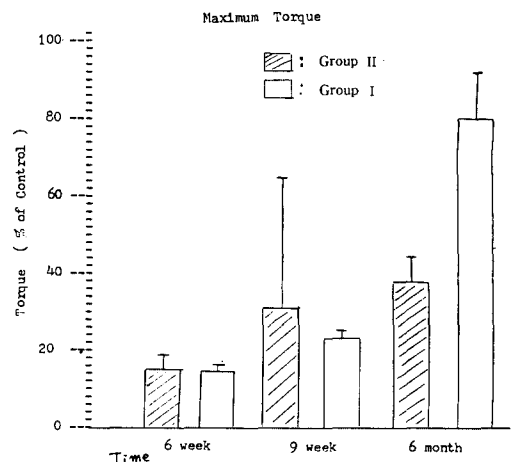


Fig. 4. Maximum torque (expressed as percentage of control) of two different rod systems at each different healing times.

리에서 골절부가 유합되지 않은 상태로 있었기 때문인 것으로 풀이된다.

견고한 금속판으로 장관골의 간부를 장기간 고정할 경우 금속판 및 부분에 있는 뼈는 약해진다는 사실은 이미 여러 저자들에 의해 확인 되어 왔으며<sup>1, 2, 5, 7, 11, 13)</sup> 특히 Karaharju (1978)<sup>7)</sup>는 17주간 견고한 금속판을 장관골에 부착할 경우 금속판 하부의 뼈에 칼슘성분은 약 15% 감소한다 하였으며 Romanus (1974)<sup>11)</sup>, Harries (1972)<sup>5)</sup> 및 Woo (1976)<sup>1, 13)</sup> 등은 생체 역학적 실험에서 견고한 금속판을 장관골에 장기간 고정 시킬 경우 금속판 밑에 있는 장관골에 발생하는 골소공증(Osteopenia)은 뼈 자체의 질적 (mechanical properties)인 감소에 의한 것이 아니고 피질(cortex)이 얇아짐(thinning)으로 해서 오는 것이라 하였다

본 실험의 6개월 군에서 견고한 Küntscher 정을 사용하였던 제 2 군이 제 1 군에 비하여 골극 및 염전강도, 최대 torque 및 에너지 등 모든 수치에서 낮은 것은 위의 저자들이 설명한 것을 잘 입증 하는 것이라 하겠다(Fig.3,4).

## V. 결 론

임상적으로 장관골의 골간부 골절시 치료로는 골수강내 금속정 고정 방법이 널리 이용되고 있으나 지금까지 이용되고 있는 금속정은 대부분이 하나의 견고한 금속정이며 골수강내 삽입시 골수강을 확장 하여야 하는 단점을 안고 있다.

이러한 단점들을 관찰 하기 위하여 고안된 비교적 유연하고 골수강내 삽입시 골수강을 확장하지 않아도 되는 골강내 다수 금속정 고정 방법과 견고하고 골수강을 확장해야 하는 Küntscher 금속정 골수강내 고정 방법이 골절의 치유면에서 어떠한 영향을 미치는지 그 결과를 생체 역학적으로 관찰 하였던바 초기 골절 치유과정을 볼 수 있는 수술 6주 검사에서는 확장을 하지 않고 고정한 다수 금속정 방법에서 더 단단한 골 유합 소견을 보였으나 9주 검사에서는 별 차이는 없었다.

그러나 골절 치유의 마지막 시기인 개변기 (remodeling phase)에서는 유연한 골수강내 다수 금속정 고정 방법이 월등히 좋을 수 있었다.

## REFERENCES

1) Akeson, W.H., Coutts, R.D. and Woo, S. L-Y : *Principles of Less Rigid Internal Fixation. Canadian Jour-*

*nal of Surgery*, 23(3):235-239, May 1980.

- 2) Bradley, G.W., McKenna, G.B., Dunn, H.K., Daniels, A.U. and Stratton, W.O. : *Effect of Flexural Rigidity Plates on Bone Healing. J. Bone Joint Surg.*, 61-A:866, 1979.
- 3) Brod J.J. : *The Concepts and Terms of Mechanics, Clin. Orthop.* 146:9, 1980.
- 4) Clawson, D.K., Smith, R.F. and Hansen, S.T. : *Closed Intramedullary Nailing of the Femur. J. Bone Joint Surg.* 53-A:681, 1971.
- 5) Harris, W.H., Haywood, E.A., Lavorgana, J., Hamblen, D.L. : *Spatial and Temporal Variation in Cortical Bone Formation in Dog. J. Bone Joint Surg.*, 50-A:118-1128, 1968.
- 6) McKibbin, B. : *The Biology of Fracture Healing in Long Bone. J. bone Joint Surg.*, 60-B:150-162, 1978.
- 7) Paavolainen, P., Karaharju, E., Slati, P., Ahonen, J. and Holmstrom, T. : *Effect of Rigid Plate Fixation on Structure and Mineral Content of Cortical Bone. Clin. Ortho.*, 136:287-293, 1978.
- 8) Rhinelander F.W. : *Current Concepts of Intramedullary Nailing of the Long-Bone Fractures. The American Academy of Orthopaedic Surgeons Instructional Course Lectures, Vol. 22, 1973.*
- 9) Rhinelander, F.W. : *Some Aspects of the Microcirculation of Healing Bone. Clin. Orthop.* 40:12, 1965.
- 10) Rhinelander, F.W., Gracilla, R.V., Phillips, R.S. and Steel, W.H. : *Microangiography in Bone Healing III. Osteotomies with Internal Fixation. J. Bone Joint Surg.*, 49-A:1006, 1967.
- 11) Romanus, B. : *Physical Properties and Chemical Content of Canine Femoral Cortical Bone in Nutritional Osteopenia. Acta. Orthop. Scand., Supple 155, 1974.*
- 12) Schneider M. : *Closed Intramedullary Nailing of Shaft Fractures Using Küntscher's Method. The American Academy of Orthopaedic Surgeons Instructional Course Lectures, Vol. 22, 1973.*
- 13) Woo S. L-Y., Akeson, W.H., Coutts, R.D., Rutherford, L., Doty, D., Jemmott, G.F. and Amiel, D. : *A comparison of Cortical Bone Atrophy Secondary to Fixation with Plates with Large Difference in Bending Stiffness. J. Bone Joint Surg.*, 58-A190-195, 1976.