

## 혼성 외고정 장치의 생역학적 특성 - 고정환과 금속봉을 연결한 지지대의 효용성 -

오종건 · 정덕영\* · 윤성용

이화여자대학교 정형외과학교실, 교토대학교 선진외과학센터\*

### 〈국문초록〉

목 적 : 고정환과 측면 금속봉을 연결하는 지지대가 혼성 외고정 장치의 안정성을 높이는데 얼마나 기여하는지 분석해보고자 하였다

대상 및 방법 : 1. 검체의 구성 : 제 1군은 4개의 고정환으로 구성된 일리자로프 기기를 만들었다. 제 2군은 혼성 외고정 장치로서 직경 160mm의 5/8 고정환을 강선 3개로 고정하였다. 제 3군은 제 2군과 동일한 방법으로 고정한 검체에 articulated supporting bar를 이용하여 U자 형태로 지지대를 설치하였다. 제 4군은 추가로 5/8고정환을 결손의 원위부에 고정한 후 근위 고정환과 두 개의 8mm threaded rod로 좌측 및 우측 관상면에 하나씩 연결하여 지지대로 사용하였다. 제 5군은 지지대가 관상면보다 후방에 위치하도록 설치하였다. 제 6군은 관절 골편을 두 개의 5/8 고정환으로 고정하였다.

2. 측정 및 결과 분석 : 축성 압박, 전후 굴곡 및 측면 굴곡 그리고 회전 강성도를 측정하였다. 실험 결과의 분석은 one way ANOVA test를 이용한 다중 비교분석(multiple comparison)으로 유의성을 검증하였으며 이 때 p-value<0.05를 유의한 것으로 간주하였다.

결 과 : 1. 축성 압박 강성도 및 굴곡 강성도는 일리자로프 기기가 가장 높게 나왔고 다음은 U자 형태의 지지대로 보강한 혼성 외고정 장치인 제 3군, threaded rod로 보강한 제 4군, 5군 그리고 두 개의 고정환으로 고정한 6군 끝으로 지지대로 보강하지 않은 제 2군 순으로 측정되었고 전체적으로 3군은 2군에 비해 강성도가 약 27~76% 증가되었다. 이는 통계적으로 유의하였다( p<0.05).

2. 회전 강성도 역시 지지대로 보강한 군이 보강하지 않은 제 2군에 비해 유의하게 높았다(p<0.05)

결 론 : 본 연구를 통해 고정환과 금속봉을 연결하는 지지대는 경골의 관상면보다 후방부위에 설치할 경우 혼성 외고정 장치의 축성 및 전후 굴곡, 좌우 굴곡 그리고 회전 강성도를 높일 수 있는 유용한 방법으로 사료된다.

색인 단어 : (경골, 고평부 골절, 혼성 외고정 장치, 생역학, 중심봉과 고정환을 연결한 지지대)

\* 통신저자 : 오 종 건

서울시 종로구 종로 6가 70

이화여자대학 동대문 병원

Tel : (02) 760-5130, 5131, Fax : (02) 762-3985

E-mail : jongkeon@mm.ewha.ac.kr

\* 본 논문의 요지는 2000년도 대한골절학회 춘계 학술대회에서 발표되었음

\* 본 논문은 2000년도 이화여자대학병원의 임상연구비의 일부 지원을 받아 이루어졌음.

## 서론

관절 주위 골절의 고정에 사용하는 혼성 외고정 장치는 일리자로프 외고정 장치에 비해 그 구성이 간편하여 시술이 상대적으로 쉽고 환자의 편의성이 증가하는 장점이 있다. 그러나 구성의 단순함으로 인해 외고정장치의 강성도가 감소하는 문제점이 지적되었다<sup>3)</sup>. 따라서 혼성 외고정 장치의 안정성을 높일 수 있는 다양한 고정 방법들에 대한 생역학적 연구 결과가 보고되었다<sup>3,5,7,8)</sup>. Pugh<sup>7)</sup> 등은 근위 골편을 두 개의 고정환으로 고정하는 방법만이 의미있게 외고정 장치의 강성도를 증가시켰으며 고정환과 중앙 금속봉을 연결하는 지지대는 외고정 장치의 강성도를 증가시키지 않는다고 보고하였다. 그러나 혼성 외고정 장치로 고에너지 고평부 골절을 고정할 때에는 근위 골편의 크기가 작아 두 개의 고정환을 사용하기 어려운 경우가 많으며 이런 경우 다양한 형태의 고정환과 금속봉을 연결하는 지지대가 사용되고 있다<sup>9,10)</sup>. 그럼에도 이의 효용성에 대한 생역학적 검증은 명확하게 이루어지지 않았다. 이에 저자들은 고정환과 측면 금속봉을 연결하는 지지대가 혼성 외고정 장치의 안정성을 높이는 데 얼마나 기여하는지 분석해보고자 하였다.

## 연구 대상 및 방법

### 1. 재료

인체 장골의 대용으로 직경 31mm 길이 470mm의 아크릴 원기둥을 이용하였다. 1.8mm 강선 삽입을 위해 1.6mm 직경의 구멍 하나를 근위부에 만들었고 직경 5mm의 half pin 고정을 위한 4.5mm 직경의 구멍을 원위부에 2개 만들었다. 이 때 1.6mm 직경의 구멍을 지나면서 금속봉의 중앙을 종축 방향으로 가르는 면을 관상면(coronal plane)으로 정의하였고 여기에 고정되는 1.8mm 직경의 강선을 기준 강선(reference wire)으로 정하였다. 기준 강선이 설치된 관상면에 직각을 이루면서 금속봉의 중앙을 종축 방향으로 가르는 평면을 시상면(sagittal plane)으로 정의하였고 이 면에 half pin이 삽입될 4.5mm 직경의 구멍을 만들어 외고정 장치가 일정하게 설치되도록 하였다. 원기둥의 상

단과 하단에는 하중 전환기(load cell)장착을 위한 직경 12mm의 구멍을 각각 2개씩 만들었는데 하나는 앞서 정의한 관상면에 다른 하나는 시상면에 놓이도록 하여 서로 직각이 되도록 만들었다. 대조군으로 사용할 일리자로프 기기는 스테인레스 스틸 소재의 직경 160mm 반환(half ring)을 2개 결합하여 고정환을 만들었다. 고정환은 직경 8mm의 threaded rod로 연결하여 고정하였다. 혼성 외고정 장치는 DynaExtor (BK Meditech, Korea)를 사용하였다.

### 2. 검체의 구성

1) 제 1군은 대조군으로서 일리자로프 기기를 4개의 고정환을 이용하여 아크릴 원기둥에 고정하였는데 근위부 두 개의 고정환에는 각각 직경 1.8mm 강선 2개씩을 이용하여 서로 60도를 이루도록 130Kg의 인장을 가하여 고정하였고 원위부는 직경 5mm의 half pin 3개와 하나의 강선으로 고정하였다. 그리고 두 번째 고정환으로부터 3cm 하방에 골절 간격에 해당하도록 20mm를 절제하였다.

2) 제 2군은 혼성 외고정 장치로서 직경 160mm의 5/8 고정환을 직경 1.8mm 강선 3개를 이용하여 아크릴 원기둥에 고정하였다. 강선은 90Kg의 인장력을 가하여 고정하였고 금속봉은 직경 5mm의 half pin 3개로 고정하였다. 5/8 고정환에서 3cm 하방에 20mm의 결손을 만들었다. 아크릴 봉 중에서 고정환에 고정된 부분을 근위골편 또는 관절골편으로 정의하였다. half pin으로 금속봉에 고정된 부분을 원위골편 또는 간부골편으로 정의하였다. 고정환 내에서 아크릴 봉을 경골이 횡단면상에서 하퇴부의 전내측에 위치하는 것을 감안하여 고정환의 중심에서 떨어져서 편심성으로 위치시켰다(Figure 1)

3) 제 3군은 제 2군과 동일한 방법으로 고정된 검체에 articulated supporting bar를 이용하여 U자 형태로 고정환과 금속봉을 연결하는 지지대(support)를 설치하였다. 이를 위해 금속봉에 arch plate를 설치하고 arch plate의 가장 외측 구멍과 5/8 고정환의 고정용 구멍 중 가능한 최 후방에 위치한 구멍을 articulated supporting bar로 연결하였다(Figure 2).

4) 제 4군 역시 2군 동일한 방법으로 고정된 검체에 5/8 고정환을 금속봉의 원위부에 연결한 후 근위골편의 고정에 사용된 5/8 고정환과 두 개의 8mm threaded

**Fig 1.** Hybrid external fixator without bar to ring connection.

**Fig 2.** Hybrid external fixator with bar to ring connection. The curved arrow indicates arch plate. The straight arrow indicates articulated supporting bar

**Fig 3.** Hybrid external fixator with bar to ring connection. The threaded rods were placed at the coronal plane

**Fig 4.** Hybrid external fixator with bar to ring connection. The threaded rods were placed posterior to the coronal plane

rod로 좌측 및 우측 관상면에 하나씩 연결하여 지지대로 사용하였다(Figure 3).

5) 제 5군은 4군과 동일한 구성으로 결합한 후 두 개의 8mm threaded rod를 5/8 고정환의 가장 후면에 위치한 구멍에 연결하여 지지대가 관상면보다 후방에 위치하도록 설치하였다(Figure 4).

6) 제 6군은 근위 골편을 두 개의 5/8 고정환으로 고정하였다. 근위 골편의 고정은 1군과 같은 방법을 이용하였고 원위 골편은 시상면에 위치한 직경 5mm의 half pin 세 개로 고정하였다(Figure 5)

### 3. 측정 방법

Instron Model 8511.20을 이용하여 축성 압박, 전후 굴곡 및 측면 굴곡 강성도를 측정하였고 Instron Model 8521로 회전 강성도를 측정하였다. 축성 압박은 10 N/sec의 속도로 300 N의 하중을 가하면서 초당 10회씩 가해진 부하에 대한 변위를 측정하였다. 굴곡 강성도는 10N/sec의 속도로 100N의 부하를 가하여 측정하였다. 후방 굴곡은 시상면에서 가해지는 부하로서 half pin이 삽입된 반대 방향으로 zig가 향하도록 설치하여 중축 방향의 부하를 가함으로서 복합체에 굴곡 부하가 발생하도록 하였다(Figure 6).

전방 굴곡은 zig의 방향을 half pin 삽입 방향으로 설치하여 측정하였다. 측면 굴곡은 관상면에 가해진 부하로서 zig의 방향을 각각 좌측과 우측에 설치하여 측정하였다. 회전 강성도는  $1^\circ/\text{sec}$ 의 속도로 최대 10N의 회전력을 가하여 강도를 9회 반복하여 측정하였다. 모든 방향에서 1회 측정 후 복합체를 재조립하여 각각 9회씩 반복하여 한 복합체에 대해 동일한 부하검사를 9회씩 반복하여 그 값을 구했다.

#### 4. 결과 분석

실험 결과의 분석은 one way ANOVA test의 Post Hoc Tests와 Turkey's Studentized Range(HSD)를 이용한 다중 비교분석(multiple comparison)으로 유의성을 검증하였으며 이 때  $p\text{-value} < 0.05$ 를 유의한 것으로 간주하였다.

## 결 과

#### 1. 축성 압박 강성도 (Axial stiffness)

축성 압박 강성도는 일리자로프 기기가 가장 높게 나왔고 다음은 U자 형태의 지지대로 보강한 혼성 외고정 장치인 제 3군, threaded rod로 보강한 제 4군, 5군이 그 다음 이었고, threaded rod를 관상면 보다 후면에 설치한 5군과 관절 골편에 2개의 고정환을 고정한 6군이 그 다음 이었고 고정환과 금속봉을 연결하지 않은 제 2군이 가장 낮은 강도를 나타내었으며 3군은 2군에 비해 강성도가 76% 증가되었다. 이는 통계적으로 유의하였다( $p < 0.05$ )(Table 1, Figure 7).

#### 2. 전후 굴곡 강성도 (Anteroposterior stiffness)

전후 굴곡 강성도는 일리자로프 기기가 가장 높게 나왔고 고정환과 금속봉을 연결하지 않은 제 2군이 가장 낮은 강성도를 나타내었다. 전방 굴곡에서는 고정환과 금속봉을 연결한 3, 4, 5군이 모두 관절 골편을 두 개의 고정환으로 고정한 6군보다 높은 강성도를 나타내었다. 후방 굴곡에서는 threaded rod로 보강한 제 4군, 5군이 3군과 6군에 비해 다소 높은 강성도를 나타내었으며 3군은 2군에 비해 강성도가 27%, 4군은 2군에 비해 약 41% 증가되었다. 이는 통계적으로 유의하였다( $p < 0.05$ )(Table 1, Figure 7).

**Fig 5.** Hybrid external fixator without bar to ring connection. Double ring fixation for the periarticular fragment

**Fig 6.** The curved arrow indicates the zig for bending load

#### 3. 측면 굴곡 강성도 (Side bending stiffness)

측면 굴곡 강성도 역시 일리자로프 기기가 가장 높게 나왔고 다음은 U자 형태의 지지대로 보강한 혼성 외고정 장치인 제 3군, threaded rod로 보강한 제 4군, 5군 그리고 관절 골편을 두 개의 고정환으로 고정한 6군이 그 다음 끝으로 지지대로 보강하지 않은 제 2군 순으로 측정되었고 3군은 2군에 비해 강성도가 약 50% 증가되었다. 이는 통계적으로 유의하였다. 좌우 측면 강성도 간에는 각 군별로 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다( $p < 0.05$ )(Table 1, Figure 7).

**Table 1.** Summary of the stiffness

Group	G1 (I-4R*)	G2 (H-5/8, 3w†)	G3 (H-5/8, 3w†)	G4 (H-5/8, 3w†) Coronal -Support	G5 (H-5/8, 3w†) Posterior -Support	G6 (H-two 5/8†)
Load		No Support	U-Support			
Axial	97.30±9.41	36.47±1.24	64.55±1.63	58.65±3.95	51.52±1.23	51.24±1.21
Torsion§	1.31±0.02	0.94±0.02	0.96±0.03	0.98±0.02	0.98±0.02	0.96±0.01
Anterior	74.60±3.16	42.03±0.3	53.40±0.45	59.25±1.01	55.82±0.33	49.26±1.67
Posterior¶	57.23±0.70	38.70±0.60	47.67±0.13	53.00±0.50	51.20±2.10	48.40±0.40
Right**	75.08±1.12	38.63±0.57	57.97±1.46	52.09±5.32	51.53±0.77	47.50±0.23
Left††	73.81±1.17	39.15±0.25	59.12±0.95	52.84±1.03	50.22±0.66	46.34±0.18

\* : Ilizarov frame constructed with 4 whole rings

† : Hybrid frame with three wires on a 5/8th ring

‡ : Hybrid frame with two 5/8th rings for articular fragment fixation

§ : Torsional stiffness(N-m/°)

|| : Anterior bending stiffness (N/mm) ¶ : Posterior bending(N/mm)

\*\* : Right bending stiffness

†† : Left bending stiffness

**Fig 7.** Axial and bending stiffness.

This graph shows the stiffness pattern of entire frames tested in this study

## 고 찰

### 4. 회전 강성도 (Torsional stiffness)

회전 강성도에서는 일리자로프 기기가 가장 높았고 U자 형태로 연결한 3군과 관상면에 연결한 4군이 그 다음, 관상면보다 후방에 연결한 5군과 관절 골편을 2개이 고정환으로 고정한 6군이 그 다음 이었고 지지대로 보강하지 않은 제 2군이 가장 낮은 강성도를 나타내었으며 이는 통계적으로 유의하였다 ( $p<0.05$ )(Table 1, Figure 8)

먼저 도입된 일리자로프 외고정 장치의 생역학적 특성에 대해서는 여러 저자들의 연구를 통해 고정환의 직경, 강선에 가해지는 긴장의 정도, 동일 고정환에 부착된 강선들이 이루는 각도, 강선의 갯수 등이 환형 외고정 장치의 강성도에 영향을 미치는 주요인 자임이 밝혀져 있다<sup>246</sup>. 혼성 외고정 장치는 그 구성의 단순함으로 인해 일리자로프 외고정 장치에 비해 강성도가 감소하는 문제점이 지적되었다<sup>3</sup>. 따라서

Fig 8. Torsional stiffness.

혼성 외고정 장치의 강성도를 향상시킬 수 있는 구성에 대한 몇몇 생역학적 연구가 보고되었다. Khalily<sup>3)</sup> 등은 골절부의 운동(off axis motion)을 측정 한 생역학적 연구에서 고정환과 금속봉을 연결한 지지대가 혼성 외고정 장치의 역학적 성능을 개선하는 데 크게 도움을 주지 못한다고 보고하였다. 그 근거로 종축 부하와 회전 부하가 가해졌을 때 골절부의 운동이 크게 감소하지 않은 점을 들었다. 그러나 그의 연구에 사용된 지지대는 V자 형태로 중심봉과 약 35도의 각도를 이루도록 앞쪽에만 국소적으로 설치되었으며 굴곡 부하(4 point bending)가 가해졌을 때에는 골절부의 운동이 상당히 감소하는 효과를 나타내었다. 또한 Pugh<sup>7)</sup> 등은 Smith-Nephew사의 HexFix를 이용하여 다양한 구성을 만들어 비교하였는데 근위 골편을 두 개의 고정환으로 고정 한 방법만이 외고정 장치의 강성도를 증가시켰을 뿐 고정환과 금속봉을 연결한 지지대에 의해서는 강성도가 증가되지 않았다고 보고하였다. 그러나 Pugh<sup>7)</sup> 등의 연구를 비판적으로 검토해보면 고정환과 금속봉을 연결한 지지대를 구체적으로 어디에 어떤 형태로 설치했는지에 대한 자세한 기술이 없는 것을 알 수 있다. 다만 그가 사용한 Smith & Nephew사의 hybrid strut를 사용한 점으로 보아 Khalily<sup>3)</sup>가 사용한 V자 형태의 지지대를 설치한 것으로 보인다. Pugh<sup>7)</sup> 등은 이 지지대가 측면굴곡 및 회전 강성도를 증가시키지 않은 것에 근거하여 그 효용성을 부정적으로 평가하였다. 그러나 그의 실험 결과를 보면 앞에 국소적으로 설치한 지지대에 의해 후방 굴곡 강성도가 237% 전방 굴곡 강성도가 37% 증가한

것을 확인할 수 있다. 이는 국소적으로 설치한 지지대의 역학적 효용성을 나타낸 것이라 할 수 있다.

한편 Rundy<sup>5)</sup> 등은 4 가지 서로 다른 제조 회사의 혼성 외고정 장치의 강성도를 측정하고 비교한 연구에서 혼성 외고정 장치의 강성도가 4개의 고정환으로 구성된 표준형의 일리자로프 외고정 장치에 상응하는 정도를 나타냈다고 보고하였다. 이런 상반된 결과는 Lundy<sup>5)</sup> 등이 실험에 사용한 외고정 장치의 구성에 기인한 것으로 보이는데 Monticelli-Spinelli사의 경우를 제외하고 나머지 모든 구성에서 아주 견고한 고정환 금속봉 연결을 사용한 것을 알 수 있다.

또한 혼성 외고정 장치를 이용한 근위 경골 골절의 치료에 대한 임상 보고들을 살펴보면 많은 경우에서 고정환과 금속봉을 연결한 지지대를 사용하고 있음을 알 수 있다.<sup>9,10)</sup>

따라서 고정환과 금속봉을 연결하는 지지대의 다양한 구성에 따른 생역학적 효용성에 대한 검증이 필요하다고 하겠다. 국내에서는 최<sup>1)</sup> 등이 본 연구에서 사용한 것과 동일한 외고정 장치로 일측방-원형 혼성 외고정 장치의 유용성에 대해 보고한 바 있다. 이 연구에서는 근위 및 원위 골편에 각각 일측방 외고정 장치(Monofixator)용 clamp에 3개의 직경 6mm half pin을 고정하고 추가로 근위와 원위 골편에 각각 직경 200mm의 고정환을 직경 6mm half pin 하나와 1.8mm olive 강선으로 고정하는 구성을 사용하였다. 또한 두 개의 고정환은 금속봉의 반대편에 직경 8mm의 threaded rod로 연결하였다. 이러한 구성은 최<sup>1)</sup> 등의 보고대로 외고정 장치를 장기간 착용해야 하는 골연

장술 등을 시행할 때에는 유용한 방법이나 경골 근위부의 고에너지 골절인 양과 골절 등 경골의 관절주위 골절 고정용 구성으로는 적합하지 않을 것으로 생각된다.

따라서 본 연구에서는 경골의 근위 또는 원위 관절주위 골절을 혼성 외고정 장치로 고정하는 것을 전제로 하여 하나의 5/8 고정환과 금속봉만으로 단순한 구성을 만들고 여기에 추가로 고정환과 금속봉을 연결하는 지지대를 3가지 서로 다른 형태로 설치하여 강성도를 측정하였다. 기본구성 특징은 고정환 내에서 아크릴 봉을 고정환의 중심에서 떨어져서 편심성으로 위치시킨 것이다. 이는 경골이 횡단면상에서 하퇴부의 전내측에 위치하는 것을 감안하여 고평부 골절을 고정할 때 외고정 장치와 경골의 상대적 위치에 근접한 구성을 만들고자 한 것이다(Figure 1). 고정환과 금속봉의 3가지 연결 방법은 먼저 Arch plate와 articulated supporting bar을 이용한 제 3군은 후방 굴곡 강성도를 제외한 모든 방향에서 대조군인 일리자로프 외고정 장치에 비해 낮은 강도를 나타내었다. 그러나 고정환과 금속봉을 연결한 지지대를 설치하지 않은 제 2군에 비해서는 모든 방향에서 약 27~76%의 강성도 증가를 나타내었다(Table 1, Figure 7). 4군과 5군은 일리자로프 외고정 장치에 사용되는 5/8 고정환과 8mm threaded rod를 이용하여 근위 고정환과 금속봉을 연결한 구성으로서 경골의 중심 축에 대해 threaded rod의 상대적인 위치를 달리하여 차이가 있는지를 보고자 하였다. 4군과 5군 사이에 threaded rod의 위치에 따른 강성도의 차이는 나타나지 않았다. 그러나 두 군 모두 고정환과 금속봉간의 연결이 없는 제 2군과 비교하면 모든 방향에서 강성도가 33~60% 증가되는 것을 알 수 있었다( $p < 0.05$ ) (Table 1, Figure 7). 이를 통해 제 4, 5군과 같이 금속봉의 원위부에 고정환을 추가하고 근위 고정환과 연결하여 지지대를 설치할 때에는 고정환과 고정환을 연결하는 threaded rod의 위치를 필요에 따라 관상면이나 혹은 그 후방에 설치할 수 있을 것으로 판단된다. Pugh<sup>7)</sup> 등이 보고한 바에 의하면 가장 효과적으로 강성도를 높이는 것은 근위 골편을 두 개의 고정환으로 고정하는 것이었다. 그러나 본 연구에서는 제 6군이 지지대를 설치하지 않은 2군에 비해서는 모든 방향에서 17~42%의 강성도 증가를 나타내었지만 고정환과 금속봉을 연결

한 3,4,5군과 비교할 때에는 후방 굴곡 강성도를 제외한 모든 방향에서 이들 세 군에 비해 다소 낮은 강성도를 나타내었다.

본 연구에서 혼성 외고정 장치는 고정환과 금속봉을 연결하는 지지대를 설치했음에도 불구하고 모두 4개의 고정환(whole ring)으로 구성된 기본적인(standard) 일리자로프 외고정 장치에 비해서는 상당히 낮은 강성도를 나타냄을 알 수 있었다. 이의 요인으로 고려할 수 있는 것은 관절 골편을 2개의 고정환으로 고정한 점과 whole ring을 사용하여 강선의 긴장을 130Kg로 증가시킨 점 그리고 4 방향에서 threaded rod로 연결된 점등으로 생각된다. 따라서 슬관절 운동을 보다 자유롭게 가능하게 하는 장점을 가진 5/8 고정환의 강도를 증가시켜 강선의 긴장을 보다 더 가할 수 있도록 개선하는 것도 고려해야 할 것으로 생각된다.

## 결론

특정한 골절을 치료하는데 가장 이상적인 생역학적 환경은 정확히 알 수 없으나 네 개의 고정환으로 구성된 일리자로프 외고정 장치를 기준으로 비교하면 하나의 고정환과 금속봉만으로 구성된 혼성 외고정 장치의 강성도는 매우 취약하다. 그러므로 이를 보완하기 위한 적절한 구성(frame construction)이 필요할 것으로 생각된다. 본 연구를 통해 고정환과 금속봉을 연결하는 지지대는 경골의 관상면보다 후방부에 설치할 경우 혼성 외고정 장치의 축성 및 전후 굴곡, 좌우 굴곡 그리고 회전 강성도를 높일 수 있는 유용한 방법으로 사료된다.

## 감사의 글

본 연구를 위해 검체 제작과정에서 많은 지원을 아끼지 않으신 B-K Meditech 전권순 상무님, Joy Medica 손성찬 사장님과 김수경 과장에게 감사의 뜻을 전합니다.

## REFERENCES

- 1) 최인호, 최귀원, 이기석, 정진엽, 조태준, 이덕용 : 일측방-원형 혼성 외고정법의 생역학적 특성에 관한 연구. *대한정형외과연구학회지*, 1-2:1-10, 1998.
- 2) Calhoun JH; Li F; Ledbetter BR; Gill CA : Biomechanics of the Ilizarov fixator for fracture fixation. *Clin Orthop*, 280:15-22, 1992.
- 3) Khalily C, Voor MJ, Seligson D : Fracture site motion with Ilizarov and "hybrid" external fixation. *J Orthop Trauma*, 12-1:21-26, 1998.
- 4) Kummer FJ : Biomechanics of the Ilizarov external fixator. *Clin Orthop*, 280:11-14, 1992.
- 5) Lundy DW, Albert MJ, Hutton WC : Biomechanical comparison of hybrid external fixators. *J Orthop Trauma*, 12-7: 496-503, 1998.
- 6) Podolsky A; Chao EY : Mechanical performance of Ilizarov circular external fixators in comparison with other external fixators. *Clin Orthop*, 293:61-70, 1993.
- 7) Pugh KJ, Wolinsky PR, Dawson JM, Stahlman GC : The biomechanics of hybrid external fixation. *J Orthop Trauma*, 13-1:20-26, 1999.
- 8) Pugh KJ, Wolinsky PR, Pienkowski D, Banit D, Dawson JM : Comparative biomechanics of hybrid external fixation. *J Orthop Trauma*, 13-6:418-25, 1999.
- 9) Stamer DT; Schenk R; Staggers B; Aurori K; Aurori B; Behrens FF : Bicondylar tibial plateau fractures treated with a hybrid ring external fixator: a preliminary study. *J Orthop Trauma*, Dec;8-6:455-461, 1994.
- 10) Weiner LS; Kelley M; Yang E; Steuer J; Watnick N; Evans M; Bergman M : The use of combination internal fixation and hybrid external fixation in severe proximal tibia fractures. *J Orthop Trauma*, 9-3:244-250, 1995.



## The Biomechanics of Hybrid External Fixator - Effectiveness of Bar to Ring Connection -

Jong-Keon Oh, M.D., Duk-Young Jung, M.A\*, Seong-Yong, Yoon, M.D.

*Department of Orthopedic Surgery, College of Medicine,  
Ewha Womans University, Seoul, Korea  
Institute for Frontier Medical Sciences, Kyoto University, Kyoto, Japan \**

**Objectives.** The biomechanical effects of bar to ring connection in a hybrid external fixator have not yet been clearly identified. The purpose of this study was to identify the biomechanical effects of bar to ring augmentation in the hybrid external fixator.

**Methods.** Simulated tibial plateau fractures were created using a polyvinylchloride pipe. Groups of simulated periarticular tibia fractures were stabilized with one of six different external fixation constructs with components from one manufacturer. Six frame configurations were tested : a four-ring Ilizarov frame, a hybrid frame without bar to ring augmentation, hybrid frames with three different bar to ring augmentations, a hybrid frame constructed with multiple levels of fixation in the periarticular fragment. A materials testing machine was used to apply pure compression, anterior and posterior bending, medial and lateral bending, and torsion. Stiffness values were calculated from the load deformation and torque angle curves

**Results.** The four-ring Ilizarov fixator was the stiffest in all modes of testing. Frame augmentation with three different types of bar-to-ring connection did increase stiffness in all modes of testing. No statistical difference was found between the stiffness of the frames with three different types of bar to ring augmentations. The stiffness of a hybrid frame constructed with multiple levels of fixation in the periarticular fragment was comparable to that of the fixators with bar to ring augmentation.

**Conclusion.** Our results show that the bar to ring augmentation increases the overall stiffness of hybrid external fixators in this periarticular tibia fracture model by 27~76%.

**Key Words :** Tibia, Plateau fracture, Hybrid external fixator, Biomechanics, Bar to ring connection.

Address reprint requests to

Jong-Keon Oh  
Department of Orthopaedic Surgery, College of Medicine,  
Ewha Womans University, Tongdaemun Hospital  
70, Chongro 6-ka, Chongro-ku, Seoul, 110-126, Korea  
Tel : (02) 760-5130, 5131 Fax : (02) 762-3985  
E-mail : jongkeon@mm.ewha.ac.kr