

투과성 육각 외고정 기구의 생역학적 특성에 관한 연구

서울대학교 의과대학 정형외과학교실

이덕용 · 최인호 · 정진엽 · 조태준 · 박윤근

— Abstract —

Biomechanical Analysis of Translucent Hexagonal External Fixator

Duk Yong Lee, M.D., In Ho Choi, M.D., Chin Youb Chung, M.D.,
Tae-Joon Cho, M.D. and Yoon Keun Park, M.D.

Department of Orthopaedic Surgery, Seoul National University College of Medicine, Seoul, Korea

The mechanical stiffness of 4 configurations of the Translucent Hexagonal External Fixator (THEF) was analyzed and compared with conventional Ilizarov system in vitro. The advantage of the THEF was that it is less expensive, radio-translucent because it was made of carbon fiber-epoxy. Stiffness in axial compression, torsion, A-P bending and lateral bending were measured in both fixators. The fixators were assembled into 90°-90° and 45°-135° configurations, respectively. In each configurations, two types of pin, smooth pins and olive pins, were used for transfixion. As compared with the Ilizarov fixator, the THEF was less stiff in axial compression when the two smooth pins were used for transfixion regardless of configuration, but was also less stiff in A-P and lateral bending except A-P bending when the smooth wires were assembled in 90°-90° configuration, and lateral bending when the olive wires were assembled in 45°-135° configuration. However, the THEF was more stiff in torsion regardless of configuration and type of wires used. When the olive wires were used, the THEF was more stiff than the Ilizarov fixator regardless of wire configuration in all loading mode except AP bending. Changing the pin configuration from 90°-90° to 45°-135° decreased all stiffness of the Ilizarov fixator. However, lateral bending and axial compression stiffness with smooth wire and A-P bending stiffness regardless of types of wires were decreased in the THEF. Changing the smooth wires to olive wires increased the A-P and lateral bending stiffness in the Ilizarov fixator, while it increased all stiffnesses in the THEF. We believe that the results originated from the weakness of the material used. THEF may be an effective alternative for osteosynthesis, deformity correction in complex construct because of its radiolucency in spite of less favorable biomechanical properties in some loading mode.

Key Words : Translucent Hexagonal External Fixator, Biomechanical Analysis

※ 통신저자 : 최 인 호

서울특별시 종로구 연건동 28번지
서울대학교병원 어린이병원 정형외과

* 본 논문은 서울대학교병원 일반 연구비(04-93-009) 지원에 의해 이루어진 것임.

서 론

Behren⁴⁾은 현재 사용되고 있는 외고정 기구를 크게 pin fixator type과 ring fixator type으로 구분하였다. 후자의 경우 Ilizarov 기구가 대표적인 것으로 이는 1950년 Ilizarov에 의하여 고안된 후 근래에 들어 신연 골형성(distractive osteogenesis) 개념의 도입과 더불어 각광을 받고 있다. 이 기구의 경우 편이 양측 피부를 관통하는 관계로 부피가 크다는 단점이 있는 반면, 얇은 편을 사용하므로 연부 조직 손상이 적고 골반응이 적으며 적당한 장력을 줄 경우 골절 부위에서 축성 미세 운동이 가능하여 다평면 교정이 가능하다는 장점을 지닌다^{1,2,10)}. 주기적인 축성 미세 운동이 골형성과 재형성에 중요하다는 Rubin과 Lanyon¹³⁾의 보고는 Ilizarov 기구의 우수성을 뒷받침하고 있다.

이와 같은 장점에도 불구하고, 복잡한 변형을 교정

할 경우에 Ilizarov 기구를 사용하면 방사선 검사에서 교정 중인 골절이 기구에 가려 이를 관찰하기가 어려운 문제점이 발생하였다. 이에 저자들은 방사선 투과력이 좋은 carbon fiber-epoxy 소재로 Ilizarov 기구의 링과 같이 사용할 수 있는 육각 외고정 기구를 개발하였다(Fig. 1). Ilizarov 기구로 제작한 외고정 장치와 이 방사선 투과성 육각 기구에 의한 외고정 장치 간의 역학적 특성을 비교하고자 하였다.

연구 대상 및 방법

1. 재료

1-1. 투과성 육각 외고정 기구(Translucent Hexagonal External Fixator : THEF)

120° 굴곡이 있는 V형 plate를 제조한 후 이들 plate 3개를 결합하여 육각형의 링을 만들었다. V형 plate는 carbon fiber-epoxy의 재질을 이용하여 plain weaves yarn interlocking 방식⁵⁾으로

Fig. 1. Clinical use of Translucent Hexagonal External Fixator. The radiograph of 44 year old patient demonstrates translucency of the external fixator used in the deformity correction of the tibia.

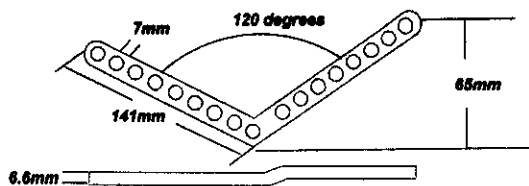


Fig. 2. "V" shaped plate made of carbon fiber-epoxy.

Fig. 3. Assembled THEF. Notice the adjustability of the internal diameter using only one size of V shaped plates.

제조되었으며, 한쪽 날개의 길이를 141mm, 폭을 19mm, 두께를 6.6mm가 되도록 하였고, 날개에는 20개의 직경 7mm구멍을 5mm간격으로 뚫었다(Fig. 2). 3개의 V형 plate를 결합하여 만든 육각링의 내경 변화는 고정 형태에 따라 120mm에서 142mm까지로 다양하였으나(Fig. 3), 이번 실험의 경우 내경이 120mm가 되도록 고정하였다. 이후 3개의 300mm rod를 이용하여 4개의 육각링을 연결함으로써 투과성 육각 외고정 장치를 완성하였다. 이때, 중간부의 두 링 사이 간격을 127mm로 고정하였고, 그 이외의 링 사이 간격은 6cm가 되도록 하였다. 고정에 필요한 bolt, nut와 rod는 Ilizarov 기구 부품(Richards, Texas, USA)을 사용하였다.

1-2 Ilizarov 기구

스테인레스 스틸을 소재로 하여 제조(Richards,

Fig. 4-A. Axial compression test of Ilizarov system.

B. The radiograph of the experimental fixator-acryl pylon complex model.

Texas, USA) 한 120mm내경의 반원링 2개를 결합하여 완전링을 만들었다. 이후 투과성 육각 외고정 장치에서의 고정 방법과 마찬가지로 3개의 300mm rod를 이용하여 4개의 완전링을 연결함으로써 Ilizarov 외고정 장치를 완성하였다. 이때, 중간부의 두 링 사이 간격을 127mm로 고정하였고, 그 이외의 링 사이 간격은 6cm가 되도록 하였다.

1-3 아크릴 원기둥

406×38mm 아크릴 원기둥에 염전 부하시 하중변환기(load cell)의 장착을 위한 13mm 직경의 구멍 2개와 판통 강선 고정을 위한 1.8mm 구멍 8개를 만들었다.

2. 고정 방법

경골에 고정하는 형태에 준하여 완성된 THEF 외고정 장치와 Ilizarov 외고정 장치(Richards, Texas, USA)를 아크릴 원기둥에 부착하였다. 406

×38mm 아크릴 원기둥을 외고정 장치의 링중심에 위치시킨 후 원기둥 중앙부에서 6.4mm를 절제하여 골절 간격을 만들었다. 4개의 링에 각각 2개씩, 총 8개의 1.8mm 강선을 같은 부위에 위치하도록 하여 아크릴 원기둥에 관통시킨 후 동선 강선 장력기(dynometric wire tensioner)를 사용하여 130kg중의 장력으로 본체에 고정하였다(Fig. 4). 편의상 THEF 외고정 장치를 A군으로, Ilizarov 외고정 장치를 B군으로 나누었다. 각 군은 강선 고정 형태와 olive 강선 사용 유무에 따라 I, II, III, IV 모두 4가지 형태의 모델로 세분하였다. I 군에서는 90°-90°로 smooth 강선을 이용하여 고정하였으며, II 군에서는 45°-135°로 smooth 강선을, III 군에서는 90°-90°로 olive 강선을 이용하였으며, IV 군에서는 45°-135°로

olive 강선을 사용하였다(Fig. 5). Olive 강선을 사용한 경우에는 원기둥의 각 골절편(fracture fragment)에 부착된 2개의 금속링에서 강선의 stopper가 서로 반대 위치가 되도록 고정하였고, 두 골절편 간에는 거울상이 되는 형태로 고정하였다.

3. 측정 방법

완성된 8개의 외고정 장치-원기둥 복합체(fixator-pylon model)에 대해서 Instron model 1125를 이용하여 축성 압박, 염전, 전후 굴곡 및 측면 굴곡 강성도를 측정하였다. 굴곡 강성도 측정에 있어서 굴곡 부하의 방향은 상술한 바와 같이 경골에서의 강선 고정 위치에 준하였다(Fig. 6). 각 외고정 장치-원기둥 복합체의 강성도 측정은 축성 압박 강성도, 염전 강성도, 전후 굴곡 강성도, 측면 굴곡 강성도 등 4가지 부하 상태(loading mode)에서 실시하였는데 한가지 부하 검사 때마다 복합체를 재조립하면서 각각 8회씩 반복하였다. 즉, 동일 복합체에 동일한 부하 검사를 모두 8번씩 시행하였다.

외고정 장치-원기둥 복합체의 강성도(stiffness)는 부하-변형(load-deflexion)곡선의 기울기로 정의하였고, 부하 속도는 외고정 장치-원기둥 복합체의 양단에 염전 부하는 1°/sec로, 그밖의 부하는 1mm/sec로 가하였다. 실험 결과는 Wilcoxon rank sum test를 이용하여 그 유의성을 검증하였으며, 이때 P-value 값 0.05 이하는 유의한 것으로, 그 이상은 유의하지 않은 것으로 간주하였다.

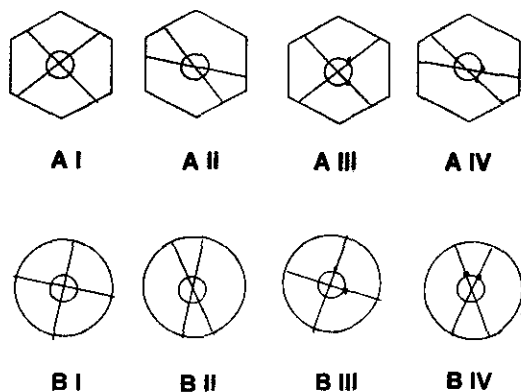


Fig. 5. Schematic drawings of experimental groups.

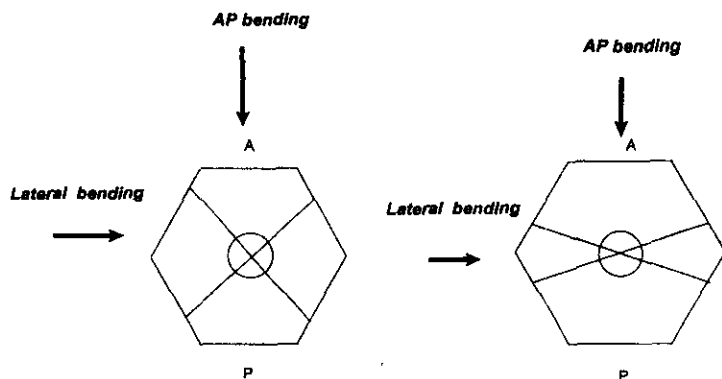


Fig. 6. Schematic drawings of A-P and lateral bending in the experiment. Determining of A-P direction comes from that of fixation in vivo.

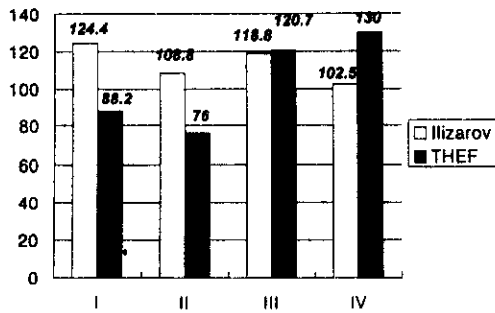
결 과

1. 축성 압박 강성도(axial compression stiffness) (Fig. 7)

I, II 군에서는 THEF 외고정 장치가 Ilizarov 외고정 장치에 비해 각각 29.1%, 30.1% 작았고 이는 통계적으로 유의하였으며, III 군에서는 평균 1.6% 컸으나 통계적으로 유의하지 않았다. IV 군에서는 THEF 외고정 장치가 평균 26.8% 컸으며 통계적으로 유의하였다(Table 1).

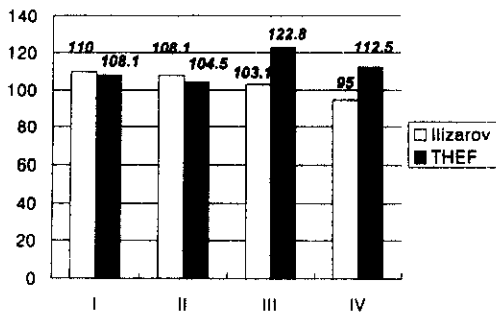
2. 염전 강성도(torsional stiffness) (Fig. 8)

I 군에서는 THEF 외고정 장치가 Ilizarov 외고정 장치에 비해 평균 5.0% 작았으나 이는 통계적으



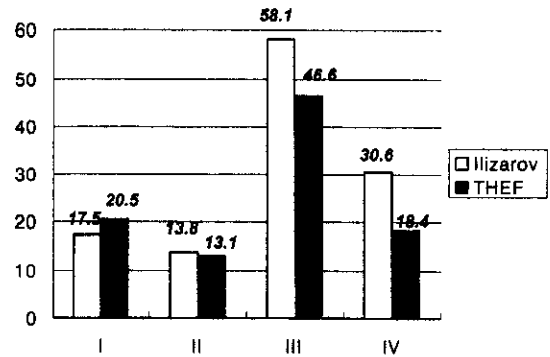
Axial Compression

Fig. 7. Axial compression stiffness in the fixator-pylon models.



Torsion

Fig. 8. Torsional stiffness in the fixator-pylon models.



A-P Bending

Fig. 9. A-P bending stiffness in the fixator-pylon models.

Table 1. Axial compression stiffness

Loading No.	A I	B I	A II	B II	A III	B III	A IV	B IV
1	88.2	124.8	73.5	110.2	122.5	120.6	132.3	100.2
2	83.3	130.2	73.5	110.4	112.7	120.3	122.5	110.5
3	88.2	118.3	78.4	100.2	127.4	115.6	132.3	100.3
4	88.2	125.6	78.4	112.6	132.3	120.8	132.4	104.2
5	88.2	132.5	78.4	110.7	117.6	116.2	132.2	101.5
6	88.2	122.5	73.5	105.6	117.6	118.3	132.3	100.4
7	83.1	125.2	73.5	104.2	112.7	120.8	132.2	98.8
8	88.2	116.1	78.4	116.5	122.5	117.8	122.6	104.1
Mean	88.2	124.4	76.0	108.8	120.7	118.8	130.0	102.5
S. D.	2.3	5.5	2.6	5.2	6.9	5.4	4.5	3.8

Table 2. Torsional stiffness

Loading No.	A I	B I	A II	B II	A III	B III	A IV	B IV
1	102.9	117.5	111.0	115.7	107.5	105.1	117.5	94.2
2	120.0	103.5	104.5	108.5	117.5	101.5	117.5	91.4
3	108.9	101.4	102.9	104.5	114.0	102.5	107.5	96.6
4	108.9	106.5	104.5	106.5	130.5	101.8	117.5	90.3
5	92.6	111.4	102.9	103.5	122.0	104.2	107.5	100.8
6	120.0	104.6	102.9	104.2	130.5	99.7	107.5	92.7
7	108.9	124.2	104.5	104.6	143.0	107.5	107.5	98.7
8	102.9	110.9	102.8	117.6	117.5	102.5	117.5	95.3
Mean	108.1	110.0	104.5	108.1	122.8	103.1	112.5	95.0
S. D.	9.1	7.7	2.7	5.5	11.3	2.4	5.3	3.6

Table 3. AP bending stiffness

Loading No.	A I	B I	A II	B II	A III	B III	A IV	B IV
1	22.5	18.4	12.2	14.7	49.0	60.1	19.6	32.5
2	19.6	17.3	12.2	14.2	44.1	57.4	14.7	30.4
3	20.4	16.5	13.1	12.8	49.0	56.2	19.6	29.3
4	20.4	18.7	11.4	15.2	39.2	55.8	14.7	29.4
5	20.4	16.6	13.9	13.5	49.0	60.4	19.6	30.7
6	20.4	16.6	14.7	12.8	44.1	58.4	19.6	32.8
7	19.6	17.4	14.7	13.7	49.0	58.6	19.6	31.5
8	20.4	18.5	12.2	13.5	49.0	57.9	19.6	28.2
Mean	20.5	17.5	13.1	13.8	46.6	58.1	18.4	30.6
S. D.	0.9	0.9	1.3	0.9	3.7	1.7	2.3	1.6

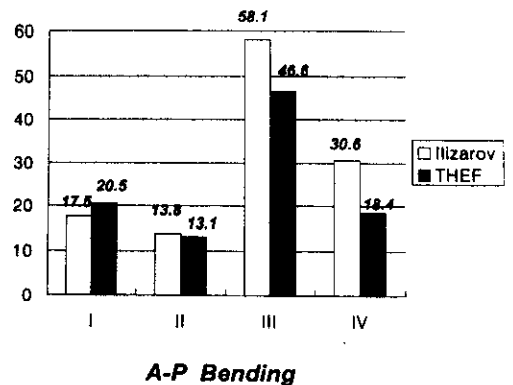
로 유의하지 않았고, II 군에서는 평균 3.3% 작았고 통계적으로 유의하였다. 한편, III 군과 IV 군에서는 THEF 외고정 장치가 각각 19.1%, 18.4% 컸으며 이는 통계적으로 유의하였다(Table 2).

3. 전후 굴곡 강성도(AP bending stiffness) (Fig. 9)

I 군에서는 THEF 외고정 장치가 Ilizarov 외고정 장치에 비해 평균 17.1% 컸고 이는 통계적으로 유의하였으며, II 군에서는 평균 5.1% 작았으나 통계적으로 유의하지 않았다. 한편, III 군과 IV 군에서는 THEF 외고정 장치가 각각 19.8%, 39.8% 작았고 통계적으로 유의하였다(Table 3).

4. 측면 굴곡 강성도(lateral bending stiffness) (Fig. 10)

I 군에서는 THEF 외고정 장치가 Ilizarov 외고

**Fig. 10. Lateral bending stiffness in the fixator-pylon models.**

정 장치에 비해 평균 8.9% 컸으나 이는 통계적으로 유의하지 않았다. 한편, II 군과 III 군에서는 각각

Table 4. Lateral bending stiffness

Loading No.	A I	B I	A II	B II	A III	B III	A IV	B IV
1	19.6	24.8	18.8	21.9	44.1	59.5	83.3	52.6
2	24.5	25.6	21.2	20.7	44.1	57.2	88.2	51.6
3	27.0	18.6	21.2	22.4	39.2	55.1	83.0	47.2
4	24.3	24.6	16.3	20.4	39.4	56.2	93.4	46.1
5	24.7	17.2	18.8	20.5	39.0	58.8	83.3	49.7
6	24.5	18.2	19.5	22.3	40.2	57.2	98.0	46.7
7	27.0	25.7	18.8	21.7	33.3	56.8	88.5	47.4
8	24.5	25.3	18.0	20.6	34.3	59.4	87.9	49.2
Mean	24.5	22.5	19.1	21.3	39.2	57.5	88.2	48.8
S. D.	2.3	3.8	1.6	0.8	4.0	1.6	5.3	2.4

10.3%, 31.8% 작았고 통계적으로 유의하였으며, IV 군에서는 THEF 외고정 장치가 평균 80.7% 컸고 이는 통계적으로 유의하였다(Table 4).

고 찰

Wolf¹⁰는 동물 실험을 통하여 외고정 기구를 이용한 주기적인 축성 미세 운동은 골절 치유 기간을 단축시킨다고 보고하였고, Goodship과 Kenwright⁹는 인체의 경골 골절에서도 같은 결과를 보고하였다. 전통적 외고정 기구의 경우 고정편이 축성 압박(axial loading)에 대하여 소성 변화를 보이나, Ilizarov 기구의 경우 탄성 변화를 보임으로써 결과적으로 골절 부위에서의 축성 미세 운동을 가능케하여 골형성을 촉진한다⁷. 이와 같이 Ilizarov 기구는 연부조직 손상이 적고 골반응이 적으며, 적당한 장력을 줄 경우 기구에 안정성과 함께 탄력성을 부여함으로써 골절 부위에 축성 미세 운동을 가능케하여 골형성을 촉진하며 다평면 교정이 가능하다는 장점을 지닌다^{1,2,10}. 그러나, 복잡한 변형의 교정에 Ilizarov 기구를 사용한 경우에는 기구에 가려 방사선 검사에서 교정 중인 골절을 관찰하기가 불가능한 문제점이 발생하곤 한다.

이에 저자들은 기존의 Ilizarov 기구를 변형하여 동등한 생역학적 성질을 유지하며 방사선 투과력이 좋은 신 소재(carbon fiber-epoxy)의 외고정 기구를 개발하였고, 기존의 Ilizarov 기구와 비교하여 새로운 투과성 외고정 기구의 역학적 특성을 알아보고자 하였다.

본 실험에서 투과성 육각 외고정 기구(THEF)의 생역학적 특성을 Ilizarov 기구와 비교해 보면 첫째, 축성 압박에 있어 olive 강선을 사용하는 경우에는 45°-135°강선 고정 형태(제 IV 군)에서 26.8%의 높은 강성도를 보였으나, 90°-90°강선 고정 형태(제 III 군)에서는 강성도의 차이가 없었다. Olive 강선을 사용하지 않는 경우(제 I, II 군)에는 낮은 강성도를 보였는데, 이것은 전제한 Ilizarov 기구의 특성에 비추어 볼 때 조절성 육각 외고정 기구가 골절 부위의 축성 미세 운동에 보다 유리하다고 볼 수 있다. 다만 현재까지 전통적인 외고정 기구에 비하여 Ilizarov 기구가 얼마만큼 낮은 축성 강성도를 지녀야 골형성에 가장 이상적인지 아직 밝혀지지 않았다는 점을 고려할 때 향후 이에 대한 연구가 계속 진행되어야 할 것으로 보인다.

둘째, 염전 강성도의 경우 smooth 강선 사용시 90°-90°강선 고정 형태(제 I 군)에서는 강성도의 유의한 차이가 없었으나, 45°-135°강선 고정 형태(제 II 군)에서는 3.3% 낮은 강성도를 보였다. 그러나, olive 강선 사용시의 경우(제 III, IV 군)에는 강선 고정 형태에 무관하게 유의한 강성도의 상승을 보였다.

셋째, 전후 및 측면 굴곡 강성도의 경우에는 강선 고정 형태 및 olive 강선 사용 유무에 상관없이 대체로 낮은 강성도를 보였다. 단지, 90°-90°강선 고정 형태에서 smooth 강선을 사용한 경우(제 I 군)에서의 전후 굴곡 강성도와 45°-135°강선 고정 형태에서 olive 강선을 사용한 경우(제 IV 군)의 측면 굴곡 강성도는 유의하게 높은 것으로 나타났다. 이상

의 결과에서 THEF 기구가 소재상의 제약으로 인하여 일부 부하 형태에서 Ilizarov 기구에 비해 불리한 역학적인 특성을 갖고 있음을 알 수 있었다. 실제로 이번 실험중 여러 형태의 부하를 가하였을 때 carbon fiber-epoxide 소재의 링과 강선 고정 장치 사이의 결합 부위에서 링의 부분 함몰 현상이 관찰되었으며, 이는 상기한 역학적 실험 결과의 원인으로 생각된다.

한편, 강선 고정 형태의 변화에 대하여 Ilizarov 기구의 경우 90°-90°에서 45°-135°로 변화시킨 경우 모든 부하 형태에서 olive 강선 사용 유무에 관계없이 강성도의 저하 소견을 보였으나, THEF 기구의 경우 전후 굴곡 강성도를 제외하고는 olive 강선을 사용하였을 때의 강성도는 유의한 차이가 없거나 오히려 높았으며, olive 강선 사용 유무에 따른 변화에 있어서 Ilizarov 기구의 경우 전후 및 측면 굴곡에서 강성도의 상승을 보였으나, THEF 기구의 경우에는 모든 부하 형태에서 강성도의 상승을 보였다. 이는 실제 임상에서의 강선 고정 위치가 45°-135°에 가깝다는 점을 고려할 때, olive 강선을 적절히 사용할 경우 THEF 기구의 제한적인 사용이 가능하다는 사실을 시사한다고 볼 수 있을 것이다.

투과성 육각 외고정 기구의 문제점으로는 완전링 1개당 결합부가 3곳으로 Ilizarov 기구의 2곳에 비하여 많기 때문에 기구 자체가 불안정할 수 있다는 점과 완전링 1개당의 무게가 Ilizarov 기구에 비하여 1.37배 무겁다는 점을 들 수 있다. 또한 앞서 지적한 강선 고정 장치와 링 간의 결합 부위에서 소재상의 제약으로 인해 발생한 부분 함몰과 그에 따른 역학적 문제점도 고려해야 할 것이다. 향후 소재의 개선을 통해 이에 대한 보완이 필요할 것으로 사료된다.

그러나, THEF 외고정 장치는 한 가지 크기의 V형 plate만으로 다양한 크기의 내경을 갖는 링을 만들 수 있다는 장점이 있다. 또한 상대적으로 가격이 저렴하다는 점과 복잡한 구조의 외고정 장치가 필요한 임상적 상황에서 골격을 관찰하기에 용이한 방사선 투과성의 특징을 지녔다는 장점을 고려하면, 비교적 역학적 부하를 덜 받는 부위에서 Ilizarov 기구와 적절히 혼용함으로써 임상적으로 효과적인 활용이 가능할 것으로 사료된다. 예컨대, 어린 소아에서의 첨내반측을 포함한 족부 변형, 선천성 경골 가

관절증, 또는 골격 손실이 큰 장관골에서의 골 이동술과 같이 좁은 공간에 복잡한 기구의 설치가 필요할 경우가 좋은 적용증이 될 것으로 생각한다.

요 약

서울대학교 의과대학 정형외과학교실에서는 방사선 투과성의 신소재(carbon fiber-epoxide)를 사용하여 Ilizarov 기구의 금속링을 대체할 수 있는 V형 plate를 개발한 후, 이 plate를 이용한 외고정 장치와 Ilizarov 기구를 이용한 외고정 장치간의 역학적 특성을 비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 강성도 비교에 있어 투과성 육각 외고정 기구는 Ilizarov 기구에 비해 축성 압박에서 부분적으로 낮은 강성도를 보였고, 염전 부하에서는 높은 강성도를 보였으나, 전후 및 측면 굴곡에서는 대체로 낮은 강성도를 보였다.
2. 링과 강선 고정 장치 사이의 결합 부위에서의 부분 함몰 현상이 발견되었는데, 이는 소재의 특성에서 기인한 것으로, 이로 인해 일부 부하 상태에서 투과성 육각 외고정 기구가 Ilizarov 기구에 비해 낮은 강성도를 보인 것으로 사료되며 향후 이에 대한 보완이 필요할 것으로 생각된다.
3. 이상을 고려할 때 투과성 육각 외고정 기구는 재질의 연구를 통한 무게 감량, 연결 부위의 완벽한 고정, 링과 강선 고정 장치간 결합 부위에서 부분 함몰되는 등의 문제점을 보완한다면 임상적으로 보다 유용하게 사용될 수 있을 것으로 생각된다.

REFERENCES

- 1) Aronson J, Harrison B, Boyd CM, Cannon DJ and Lubansky HJ : Mechanical induction of osteogenesis: The importance of pin rigidity. *J Pediatric Orthop*, 8:396-401, 1988.
- 2) Aronson J, Jhonson E and Harp JH : Local bone transportation for treatment of intercalary defects by the Ilizarov technique. *Clin Orthop*, 243:71-79, 1989.
- 3) Bagnoli G and Paley D : The compression-distraction apparatus of Ilizarov; Fundamental theore-

- tical principles and mechanical characteristics. The Ilizarov method. SPA, Milan, Italy, Masson Italia Editoni:1-18, 1986.
- 4) **Behrens F** : General theory and principles of external fixator. *Clin Orthop*, 241:15-23, 1989.
 - 5) **Chawla KK** : Composite Materials Science and Engineering. 4th ed. New York, Springer-Verlag inc:150-163, 1987.
 - 6) **Churches AE and Howlett CR** : The response of mature cortical bone to controlled time varying loading. In : Cowin SC ed. Mechanical properties of bone. Vol 45. New York, ASME publication, AMD :69-80, 1981.
 - 7) **Fleming B, Paley D, Kristiansen T and Pope MA** : Biomechanical analysis of the Ilizarov extenal fixator. *Clin Orthop*, 241:95-105, 1989.
 - 8) **Goodship AE and Kenwright J** : The influence of induced micromotion upon the healing of experimental tibia fractures. *J Bone Joint Surg*, 67-B:650-655, 1985.
 - 9) **Ilizarov GA** : Basic principles of transosseus compression and distraction osteosynthesis. *Orthop Traumatol*, 10:7-14, 1975.
 - 10) **Kay PR and Ross ERS** : Clinical measurement of the types of motion occuring in the Orthofix dynamic extenal fixator. In: *Bone lengthening, Spain, Universidad de Navarra* : 13 7-152, 1990.
 - 11) **Kristiansen T, Fleming B, Neale G, Reinecke S and Pope M** : Comparative study of fracture gap motion in extenal fixation. *Clin Biomech*, 2:191-196, 1981.
 - 12) **Paley D** : Biomechanics of the Ilizarov external fixator. Operative principle of Ilizarov: 33-41, Medisurgical video, Milan, Italy, 1991.
 - 13) **Rubin CT and Lanyon LE** : Regulation of bone formation by applied dynamic loads. *J Bone Joint Surg*, 66-A:397-402, 1984.
 - 14) **Wolf J, White A, Punjabi M and Southwick W** : Comparison of cyclic loading versus constant compression in the treatment of long bone fractures in rabbits. *J Bone Joint Surg*, 63-A:805-810, 1981.