대한골절학회지 제15권, 제2호, 2002년 4월
The Journal of the Korean Society of Fractures
Vol.15, No.2, April, 2002

혼성 외고정 장치의 생역학적 특성

- 관절 골편에 고정한 Half Pin이 강성도에 미치는 영향 -

오종건 · 정덕영* · 김인수

이화의대 정형외과학교실
교토대학교 재생의과학센터*

<국문초록>

목적 : 관절 주위 half pin이 혼성 외 고정 장치의 강성도를 높이는데 얼마나 기여하는지 분석해보고자 하였다.

대상 및 방법 : 1. 검체의 구성 : 제 1군은 네 개의 고정환으로 구성된 일리자로프 외고정장치를 만들었다. 제 2군은 혼성 외고정 장치로서 관절 골편을 강선 세 개로 고정하였다. 제 3군은 제 2군의 구성에서 기준 강선을 제거하고 half pin 하나를 시상면에 가깝도록 고정하였고, 제 4군은 기준 강선을 제외한 나머지 두 개의 강선 대신 전내측 면에 2개의 half pin을 고정하였다. 제 5군은 전내측과 전외측에 각각 half pin을, 제 6군은 전 내측면에만 하나의 half pin을 고정하였다. 제 7군은 관절 골편을 두 개의 5/8 고정 환으로 고정하였다.

2. 측정 및 결과 분석 : 축성 압박, 전후 및 측면 굴곡 그리고 회전 강성도를 측정하였다.

결과 : 세 개의 강선 중 관상면에 놓인 강선 하나를 시상면에 고정한 half pin으로 교체하여 혼성 외고정 장치(제 3군)의 강성도가 전체적으로 약 30% 증가되었으며, 이는 관절 골편에 두 개의 고정환을 이용하여 고정한 구성의 강성도에 상응하는 값이었다.

결론 : 경골 고평부 골절의 관절골편 고정에서 관상면에 고정한 half pin은 골-외고정 장치 구성체의 강성도를 증가시키는 효과적인 방법으로 사료된다.

색인단어 : (경골, 고평부 골절, 혼성 외고정장치, 생역학, half pin)

※통신저자 : **오 종 건**
이화의대정형외과학교실
Tel : 02) 760-5130, 5131
Fax :02) 762-3985
E-mail : jongkeon@mm.ewha.ac.kr

* **본논문의 요지는** 2001**년도 대한정형외과학회추계학술대회에서 발표되었음**

서 론

혼성외고정장치로경골고평부골절을고정할때 관절 골편은 크기가 작아 직경 1.5-1.8mm의 긴장 강선이주로이용되는데세개의강선으로고정하는방법이 가장 많이 추천되고 있다[7,8,10,12,13,14]. 관절 골편을 안정적으로 고정하기 위해서는 강선 교차각이 적어도 60도 이상되어야한다고 보고된바 있다[9,11]. 이를 위해경골의후내측면에서전외측면을 향하는하나의 강선과 비골두를 통과하여 후외측에서 전내측으로 향하는 하나의 강선을 각각 고정한다. 끝으로 세번째강선은시상면에가깝게고정하는것이최대의 강성도를 얻는 방법이 될 수 있다[9,11]. 그러나 긴장강선은슬와동맥을포함한신경혈관손상의위험때문에 시상면에 삽입할수없다. 따라서세번째강선은 처음고정한두강선사이로관상면에놓이도록고정하게된다[3,12]. 반면에Half pin은다리를관통하지않고 고정하므로시상면에가깝게고정할수있다. 따라서 교차각을최대로하여전내측과전외측에두개의강선을고정하고세번째강선대신시상면에 Half pin을 고정하면 골-외고정장치 구성체의 강성도를 효과적으로 증가시킬 수 있을 것으로 예상된다. 이런 구성은 고평부 골절을 혼성 외고정 장치로 치료한 임상 보고에서도찾을수있다[3,15]. 하지만지금까지보고된 생역학적 연구에서는 관절 골편을 긴장 강선만으로 고정한 결과들이보고되었으며 Half pin을 함께사용한 구성에 대한 보고는 없었다[6,7,8,13,14]. 이에 저자들은 관절골편에고정한 half pin이혼성외고정장치의강성도에어떤영향을미치는지분석해보고자하였다.

연구 대상 및 방법

1. 재료

인체 장골의 대용으로 아크릴 원기둥을 이용하였는데 강선 삽입을 위한 준비 및 시상면과 관상면에 대한정의는저자들이기왕에보고한것과같은조건으로 제작하였다[7]. 대조군으로 사용할 일리자로프 기기는 스테인레스 스틸(stainless steel) 소재의 직경 160mm 반환(half ring)을 두 개 결합하여 고정환을만들었고 직경 6mm의 threaded rod로 연결하여 고정하였다. 혼성 외고정 장치는 DynaExtor® (BK Meditech, Korea)를사용하였다.

2. 검체의구성

1) 제 1군은 대조군으로서 일리자로프 기기를 4개의 고정환으로 아크릴 원기둥에 고정하였는데 근위부 두 개의 고정환에는 각각 직경 1.8mm 강선 두 개씩을 이용하여 서로 60도를 이루도록 130Kg의 인장을가하여고정하였고원위부는직경 5mm의 Half pin 세 개와 하나의 강선으로 고정하였다. 그리고 두 번째 고정환으로부터3Cm 하방에골절 간격에해당하도록아크릴봉 20mm를절제하였다.

2) 제 2군은 혼성 외고정 장치로서 직경 160mm의 5/8 고정환을직경 1.8mm 강선세개를이용하여근위부에 고정하였다. 먼저 두 개의 강선을 후내측에서 전외측방향과 후외측에서전내측방향으로각각하나씩 삽입하였다. 이 때 강선 교차각(wire crossing angle)이 60도를 이루도록 하였고 90Kg의 인장력을 가하여 고정하였다. 세 번 째 강선은 관상면에 고정하였다. 원위부는 직경 5mm의 Half pin 세 개를 시상면에삽입하고금속봉에연결하여고정하였다. 그리고 5/8고정환에서 3Cm 하방에 20mm의 결손을 만들었다. 아크릴 봉 중에서 고정환에 고정된 부분을 근위골편 또는 관절골편으로 정의하였다. Half pin으로 금속봉에고정된부분을원위골편또는간부골편으로정의하였다. 경골이횡단면상에서하퇴부의전내측에위치하는것을감안하여고정환내에서아크릴봉을편심성으로위치시켰다(Figure 2).

3) 제 3군은제 2군의 구성에서강선 세 개중 관상면에설치된기준강선을제거하고 half pin 하나를관절 골편의 좌측에 시상면에 가깝도록 고정하였다 (Figure 1).

4) 제 4군 2군의구성에서관상면에놓인기준강선을제외한두개의강선을제거하고두개의 half pin을 관절골편의전내측면에고정하였다(figure 2).

5) 제 5군은 2군의구성에서기준강선을제외한두개의강선을제거하고 두개의 half pin을관절골편의 전내측면과 전외측면에 각각 하나씩 고정하였다 (figure 3).

6) 제 6군은 관절골편에 고정된 half pin 중 하나가 이완된 경우를 가정하여 구성하였다. 이를 위해 5군

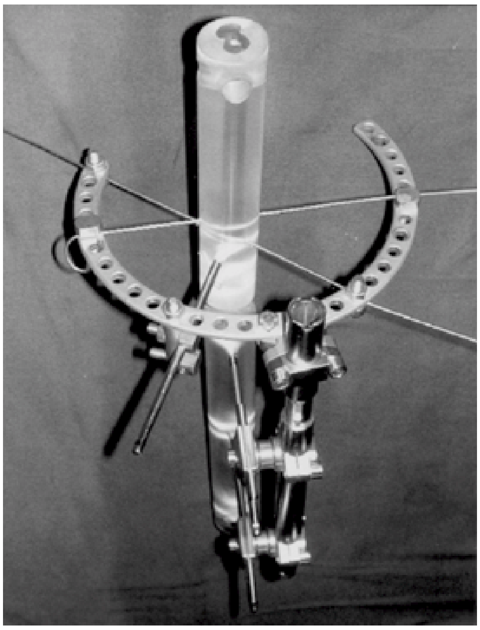

Fig. 1. Hybrid external fixator constructed with two tensioned wires and a half pin on the sagittal plane.

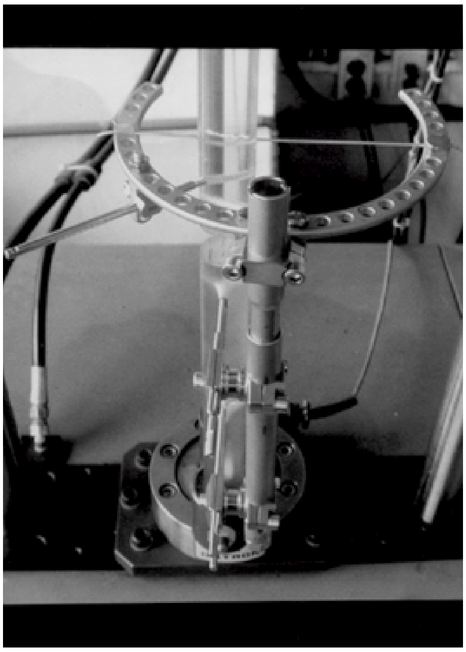

Fig. 4. Hybrid external fixator constructed with a wire and a half pin on ante romedial surface

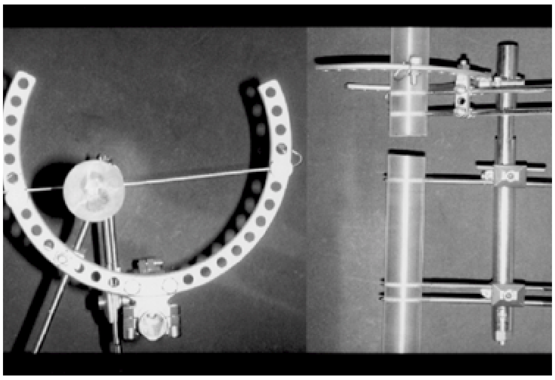

Fig. 2. Hybrid external fixator constructed with one tensioned wires and two half pins fixed the anteromedial surface on the sagittal plane.

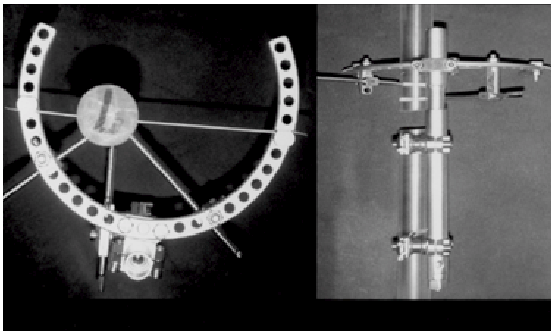

Fig. 3. Hybrid external fixator constructed with a tensioned wire and two half pins on anteromedial and anterolateral surfaces respectively

의구성에서관절골편에고정된두개의 half pin중 전외측 것을제거하여 1.8mm 강선 하나와half pin 하나로만고정한구성을만들었다 (Figure 4).

7) 제 7군은근위골편을두개의 5/8 고정환으로고정하였는데고정환마다각각두개의강선을삽입하였다. 원위골편은 시상면에위치한직경 5mm의 half pin 세개로고정하였다.

3. 측정방법

Instron Model 8511.20을 이용하여 축성 압박, 전후굴곡및측면굴곡강성도를측정하였고 Instron Model 8521로 회전 강성도를 측정하였다. 축성 압박은 10 N/sec의 속도로 300 N의 하중을 가하면서 초당 10회씩 가해진 부하에 대한 변위를 측정하였다. 굴곡 강

Table 1. Summery of the stiffness

Group / Load	G1 (I-4R)	G2 (H-5/8) 3 wires	G3 (H-5/8) 2 wires 1HP sagittal	G4 (H-5/8) 1 wire 2HP(Lt,Lt)	G5 (H-5/8) 1wire 2HP(Lt,Rt)	G6 (H-5/8) 1wire 1HP(Lt)	G7 (H-two 5/8) 2 wires 2 wires
Axial	97.30±9.41	36.47±1.24	96.03±0.99	88.79±7.29	62.09±5.98	62.07±0.81	51.24±1.21
Torsion	1.31±0.02	0.94±0.02	1.16±0.02	1.27±0.05	1.29±0.01	0.88±0.01	0.96±0.01
Anterior	74.60±3.16	42.03±0.3	55.18±1.22	88.52±12.1	77.52±2.69	66.39±2.38	49.26±1.67
Posterior	57.23±0.70	38.70±0.60	50.14±2.57	62.50±5.80	65.00±1.70	56.64±0.86	48.40±0.40
Right	75.08±1.12	38.63±0.57	50.25±1.53	42.05±1.26	54.82±0.68	42.53±0.92	47.50±0.23
Left	73.81±1.17	39.15±0.25	51.67±2.70	46.24±0.52	52.55±1.02	47.14±0.78	46.34±0.18

성도는 10N/sec의 속도로 100N의 부하를 가하여 측정하였다. 굴곡강성도를 측정하기 위해 특별히 제작된 zig를 사용하였다[7]. 회전강성도는 1 °/sec의 속도로 최대 10N 의 회전력을 가하여 강도를 9회 반복하여 측정하였다. 모든 방향에서 1회 측정 후 복합체의 너트를 모두 다시 조이고 각각 9회씩 반복하여 한 복합체에 대해 동일한 부하 검사를 9회씩 반복하여 그 값을 구했다.

4. 결과분석

실험 결과의 분석은 one way ANOVA test의 Post Hoc Tests와 Turkey's Studentized Range-(HSD)를 이용한 다중비교분석(multiple comparison)으로 유의성을 검증하였으며 이 때 p-value < 0.05면 유의한 차이가 있는 것으로 간주하였다.

결 과

1.축성압박강성도(Axial stiffness)

축성압박강성도는 일리자로프 외고정장치와 제 3, 4군이 대등한 강성도로 가장 높게 나왔고 다음은 5군과 6군 그리고 7군 그리고 2군이 가장 낮은 값을 나타내었다. 관절골편에 세 개의 강선을 고정한 2군이 비해 강선 하나를 제거하고 시상면에 Half pin을 고정한 제 3군의 강성도가 약 263% 증가되었다 (Table 1, Figure 5).

2. 전후굴곡강성도(Anteroposterior stiffness)

전방 굴곡 강성도는 4군이 가장 높았고 그 다음이 5군과 1군이 비슷한 강도를 나타내었고 그 다음이 6군 그 다음이 3군과 7군 그리고 2군의 순으로 측정되었고 이는 통계적으로 유의하였다. 3군은 2군에 비해 약 30%의 전방굴곡 강성도 증가를 나타내었다. 후방굴곡 강성도도 전방굴곡강성도와 같은 순서로 강성도의 차이가 측정되었으나 전방에 Half pin을 사용한 4,5,6군에서는 전방굴곡 강성도가 후방굴곡 강성도에 비해 높은 경향을 나타내었다 (Table 1, Figure 6).

3. 측면굴곡강성도(Side bending stiffness)

측면 굴곡강성도에서는 아크릴봉을 고정환 내에서 편심성으로 위치시켰음에도 불구하고 일리자로프 외고정 장치를 포함한 모든 군에서 좌측 굴곡과 우측굴곡강성도가 거의 대등한 결과를 나타내었다. 강성도값은 일리자로프 외고정장치가 가장 높게 나왔고 그 다음이 3군과 5군이 비슷한 강도를 나타내었으며 4,6,7군이 그 다음 2군의 순서로 측정되었으며 이는 통계적으로 유의하였다. 강선 하나를 시상면에 고정한 Half pin으로 교체한 2군과 3군의 차이에서는 약 30%의 측면 굴곡 강성도 증가를 나타내었다 (Table 1, Figure 7).

4. 회전강성도(Torsional stiffness)

회전 강성도에서는 일리자로프 기기가 가장 높았고 그 다음이 4군과 5군 그 다음은 3군 그리고 2,6,7군

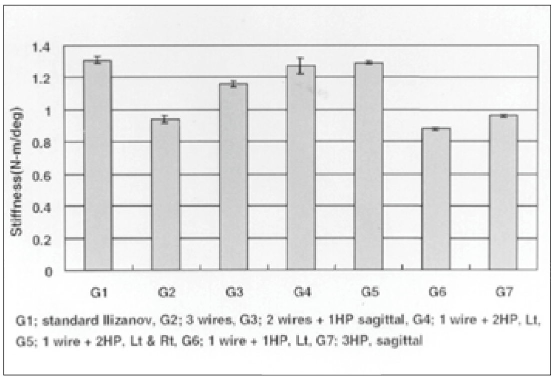

Fig. 5. Axial Compression Stiffness

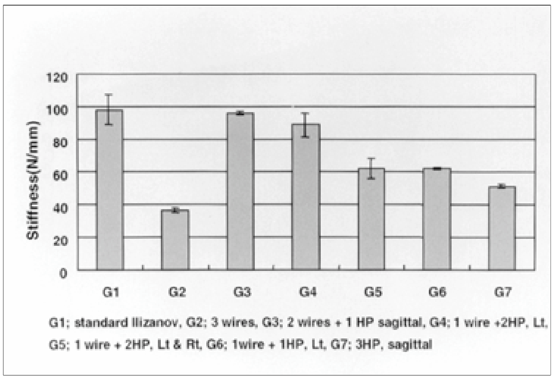

Fig. 6. Anterior-Posterior Bending Stiffness

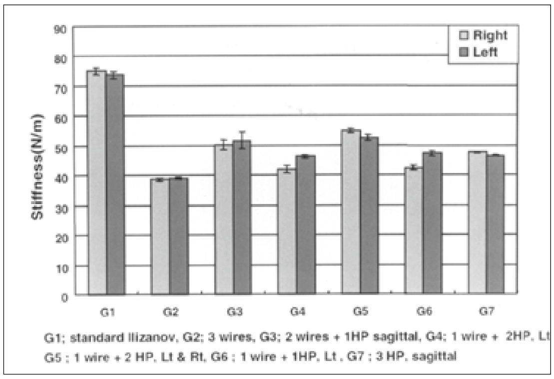

Fig. 7. Right-Left Bending Stiffness

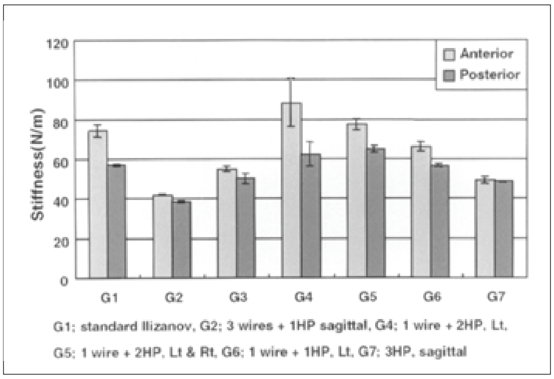

Fig. 8. Torsional Stiffness

이비슷한정도로 가장낮은 강성도를 나타내었으며 이는통계적으로유의하였다(Figure 8).

고 찰

혼성외고정장치로경골고평부골절을고정할때 간부 골편은 직경 5~6mm의 half pin 두 개 내지 세 개로 쉽게 고정할 수 있다. 간부 골편에 half pin을 고정할때 경골의전내측면에삽입하는방법과시상면에 삽입하는 두 가지 방법이 모두 사용되고 있다[1,2,4,5,10,15,16]. 시상면에 half pin을고정하는것을추천하는 저자들은 수술 후 재활과정에서 골절부에 가해지는 변형력이주로전후굴곡모멘트이므로이를 효과적으로상쇄할수있다는점과손상된연부조직에대한 접근성(injury access)이높은점을강조하였다[1,2,4,5,17]. 본 연구에사용된외고정장치는고평부골절을혼성외고정장치로고정하는것을전제로구성하였는데간부골편은전술한생역학적측면을고려하여시상면에 half pin을설치하여고정하였다. 또한경골이연부조직내에서편심성으로위치하는것을감안하여아크릴봉이 5/8고정환의 전내측에 오도록설치하였다(Figure 1).

관절골편은 직경이 가는 긴장 강선으로 고정하는데 강선 교차각이 60도 이하가 되면 강선 교차각을 양분하는 축(bisecting axis to the wire crossing angle)에 대한굴곡강성도가급격히 감소하는 사실이밝혀져 있다[9,11]. 따라서관절골편은 비골두를 통해서전내측으로 향하는강선과후외측에서전외측을향하는두 개의강선으로고정하는것이기본구성이다. 여기에 하나의 강선을 추가해야 하는데 생역학적으로 이상적인것은전후면방향으로삽입하여세개의강선이 서로최대의강선교차각을이루도록하는것이다[9,11]. 그러나 이는 경골 근위부 후방에 위치하는 혈관과

근육을고려하면불가능한방법이다. 따라서실제고정에서는세번째강선을 관상면에가깝게고정하는 방법이 추천되고 있다[3,12]. 그러나 이와 같은 구성은 일부 생역학적연구에서보고된대로일리자로프외고정장치를이용한표준구성과비교할때매우낮은 강성도를 나타낸다[7,8]. 따라서세 번째강선 대신 half pin을사용하는방법이임상에서사용되고있기도하다[3,15,16]. 그러나 저자들이 검토한 범위 내에서는 관절골편에 half pin을혼용하여고정한 구성에대한생역학적결과는거의보고되지않았다[6,7,8,10,13,14].

본연구에서는관절골편을 일반적으로가장많이 사용되는세개의강선을이용하는구성(2군)과 네가지형태의 half pin을이용한구성의 강성도를 비교하였다. 또한 Pugh[13,14] 등이 관절 골편의 고정력을 높일 수 있는 유일한 방법이라고 보고한 다층 고정법(multi-level fixation)을 이용한 구성(7군)을 함께 비교하였다.

먼저 3개의강선 중관상면에고정된 강선대신시상면에가깝게 half pin을고정한 3군의강성도를검토해 보면 축성 압박 강성도는 2군에 비해 약 263% 증가되었고전후면 및측면강성도가약 30% 증가되었으며회전강성도역시약 23% 증가되었다. 전체적으로 3군은 관절 골편에 두 개의 5/8고정환을 사용한 7군과 거의 유사한 전후 굴곡 및 측면굴곡 그리고 회전 강성도를 나타내었으며 축성압박에 대해서는 오히려 88% 증가된강성도를나타내었다. 따라서관절골편을3개의강선으로고정한구성에비해 2개의강선과시상면에가깝게고정한 half pin을사용한 구성은경골근위부후방의혈관과근육의손상을유발하지 않으면서도모든방향에서강성도를증가시킬수 있는효과적인구성으로사료된다. 또한 관절골편에 강선두 개와 half pin 하나를시상면에고정한 구성(3군)은 전후 굴곡 강성도와 측면 굴곡 강성도의 비가 약 1에 가까운역학적균형 상태를나타내었다. 그러나 3군을 표준형 일리자로프 외고정 장치(1군)과 비교할 때 축성 압박을 제외한 모든 방향에서 현격히 낮은 강성도를 나타내어 중심봉과 고정환을 연결하는지지대에의한보강이필요할것으로판단된다[7].

하나의 강선과 전내측시상면에 두 개의 half pin을 사용한 4군을 3군과 비교해 볼 때 측면 굴곡 강성도는 약 10% 낮아진 반면 전,후 굴곡 강성도는 각각 60%, 24% 증가된 것을 알 수 있다. 이는 half pin이 고정된 핀 고정면(pin plane)인 시상면에 가해진 전후굴곡강성도가핀고정면에대해수직인관상면에가해진 측면 굴곡 모멘트에 대한 강성도의 2-7배라고 하는이전의보고와일치하는결과로해석될수있다 [1,4]. 또한 4군의 구성은 자체의 전후 굴곡 강성도가 측면굴곡강성도에 비해 약 2배정도인 역학적 불균형을 나타내었다. 이는 경골 골절의 고정 후 재활 과정에서 하퇴부에 가해지는 변형 모멘트가 측면 굴곡력보다 전후 굴곡력이란 점(전후 굴곡 변형 모멘트가 측면굴곡변형모멘트에비해약 3배)을 감안할 때 경골골절의고정에는유리한생역학적 특성이라고여겨진다[1,2,4,5,17].

half pin을전내측과전외측에각각하나씩고정한 5군은 전후 굴곡강성도가 측면 굴곡 강성도의 약 1.5배 정도로서 역학적 측면에서는 4군에 비해 상대적으로더균형이있는특성을나타내었다.

5군의구성에서 half pin 하나가이완되었을때를가상하여 구성한 6군 역시 회전을 제외한 모든 방향에서 2군보다높은강성도를나타내었다. 이를 4군및 5군과 비교할 때 축성 압박 강성도를 제외한 전후 굴곡및측면굴곡강성도가감소하였으나전체적으로 강성도의차이가크지는않았다. 이는외고정강성도가 사용한 핀의 수에도 영향을 받지만 핀이 고정된 면(pin plane)에 의해 좌우되는데 기인한 것으로 판단된다.

요약 및 결론

1. 관절골편에 강선두개와 half pin 하나를시상면고정한 구성이 강선 세 개로 고정한 구성에 비해 축성압박강성도가약 263%, 굴곡및회전강성도가 약 30% 증가되었다.

2. 관절골편에 강선두 개와 half pin 하나를 시상면에 고정한구성은관절골편을두개의고정환으로고정한구성에상응하는굴곡및회전강성도를나타내었고, 축성압박에대해서는 88% 더높은강성도를나타내었다.

3. 관절골편에 강선 두개와 half pin 하나를 시상면에 고정한구성은 네개의고정환으로구성된일리자로프 외고정 장치와 비교할 때 축성 압박, 후방 굴곡 및 회전강성도는대등한정도를 나타내었으나 측면 및전방굴곡에대해서는 78% 약한 강성도를 나타내었다.

4. 관절골편에 강선 두개와 half pin 하나를 시상면에 고정한구성은전후굴곡강성도와측면굴곡강성도의 비가약 1에 가까운역학적균형 상태를나타내었다.

5. 강선하나와두개의 half pin을시상면에고정한구성(4군)은전후굴곡 강성도가 측면굴곡 강성도에 비해약 2배인역학적특성을나타내었다.

6. 강선하나와두개의 half pin을좌우에하나씩고정한구성(5군)은전후굴곡강성도가측면굴곡강성도에비해약 1.5배인역학적특성을나타내었다.

이상을종합해볼때관절골편에고정한 half pin은 혼성 외고정 장치로 경골 고평부 골절을 고정할 때 모든방향에서외고정장치의강성도를높일수있는 유효한 방법으로 생각된다. 이때 강성도는 사용된 half pin의수가같더라도 half pin이 고정된고정면(pin plane)에 따라 달라지므로 골절 양상 및 연부 조직의 상태에따라핀고정면을선택적으로사용할수있을 것으로사료된다.

REFERENCES

1) **Behrens F**: A Primer of Fixator Devices and Configurations. Clin Orthop, 241 : 5-14, 1989
2) **Behrens F** : General Theory and Principles of External Fixation. Clin Orthop, 241 : 15-23, 1989
3) **Behrens FF** : Tibial Fractures: Ring and Hybrid Frames. In :Wiss DA ed. Fractures, Master Techniques in Orthopedic Surgery. 1st ed. Philadelphia, Lippincott Williams and Wilkins, 381-396, 1998
4) **Behrens F, Johnson WD, Koch TW, Kovacecic N**:Bending Stiffness of Unilateral and Bilateral Fixator Frames. Clin Orthop, 178 : 103-110, 1983
5) **Behrens F, Searls K** :External Fixation of the Tibia. Basic Concepts and Prospective Evaluation. J Bone Joint Surg, 68-B : 246-254, 1986
6) **In Ho Choi, M.D., Kuiwon Choi, Ph.D.*, Ki Seok Lee, M.D., Chin Youb Chung, M.D., Duk Yong Lee, M.D.****: Biomechanical Analysis of Unilateral-Ring Hybrid External Fixation. J of Korean Orthopaedic Research Society, 1-2:1-10, 1998.
7) **Jong-Keon Oh, M.D., Duk-Young Jung, M.A., Seong-Yong Yoon,M.D.** : The Biomechanics of Hybrid External fixator. Effectiveness of Bar to Ring connection. J of Korean Society of Fractures, 14:783 791,2001
8) **Khalily C, Voor MJ, Seligson D** : Fracture site motion with Ilizarov and" hybrid "external fixation. J Orthop Trauma, 12-1:21-26,1998.
9) **Kummer FJ** : Biomechanics of the Ilizarov external fixator. Clin Orthop, 280 :11-14, 1992.
10) **Lundy DW, Albert MJ, Hutton WC** :Biomechanical comparison of hybrid external fixators. J Orthop Trauma, 12-7: 496-503, 1998.
11) **Orbay GL, Frankel VH, Kummer FJ** :The Effect of Wire Configuraton on the Stability of the Ilizarov External Fixator. Clin Orthop, 279 : 299-302, 1992.
12) **Perry CG, Hunter RE, Ostrum RF, Schenck RC Jr** : Fractures of the Proximal Tibia. Instructional Course Lecture,48:497-513,1999.
13) **Pugh KJ, Wolinsky PR, Dawson JM, Stahlman GC** : The biomechanics of hybrid external fixation. J Orthop Trauma, 13-1:20-26, 1999.
14) **Pugh KJ, Wolinsky PR, Pienkowski D, Banit D, Dawson JM** : Comparative biomechanics of hybrid external fixation. J Orthop Trauma, 13-6:418-25,1999.
15) **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.

16) **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.

17) **Zarrugh MY**:Kinematic Preciction of Intersegment Loads and Power at the Joints of the Leg in Walking. J Biomechanics, 14 : 713-725, 1981.

Abstract

The Biomechanics of Hybrid External Fixator - The Effect of Periarticular Half Pin on Frame Stiffness -

Jong-Keon Oh, M.D., Duk-Young Jung, Ph.D candidate*, In-Su Kim, 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 purpose of this study was to identify the biomechanical effect of periarticular half pin in the hybrid external fixator.

Methods. Simulated tibial plateau fractures were created using a polyvinylchloride pipe. Seven frame configurations were tested : a four-ring Ilizarov frame, a hybrid frame with three wires on peri-articular fragment, hybrid frames with wires and half pins on peri-articular fragment by four different configurations, 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 overall stiffness of the hybrid frame was increased up to 30% by replacing a coronal tension wire with a half pin placed on the sagittal plane. The hybrid frame constructed with two wires and a half pin on the sagittal plane of the periarticular fragment showed overall stiffness compatible with that of multi-level periarticular fixation frame.

Conclusion. Our results show that the half pin placed on the periarticular fragment can be a effective tool to increase the stiffness of hybrid external fixators in this periarticular tibia fracture model.

Key Words : Tibia, Plateau fracture, Hybrid external fixator, Biomechnics, Half pin.

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, 110-783, Korea
TEL : (02) 760-5130, 5131 FAX : (02) 762-3985
E-mail : jongkeon@mm.ewha.ac.kr