

# Aparatos de elongación ósea

N. FERNÁNDEZ BAILLO

*Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica. Hospital La Paz. Madrid.*

Para conseguir un alargamiento ósea progresivo es necesario un dispositivo mecánico que nos permita mantener estables los segmentos óseos mientras se lleva a cabo la fase de distracción sobre la solución de continuidad creada, estabilidad que se debe mantener hasta que el hueso rellene el defecto creado.

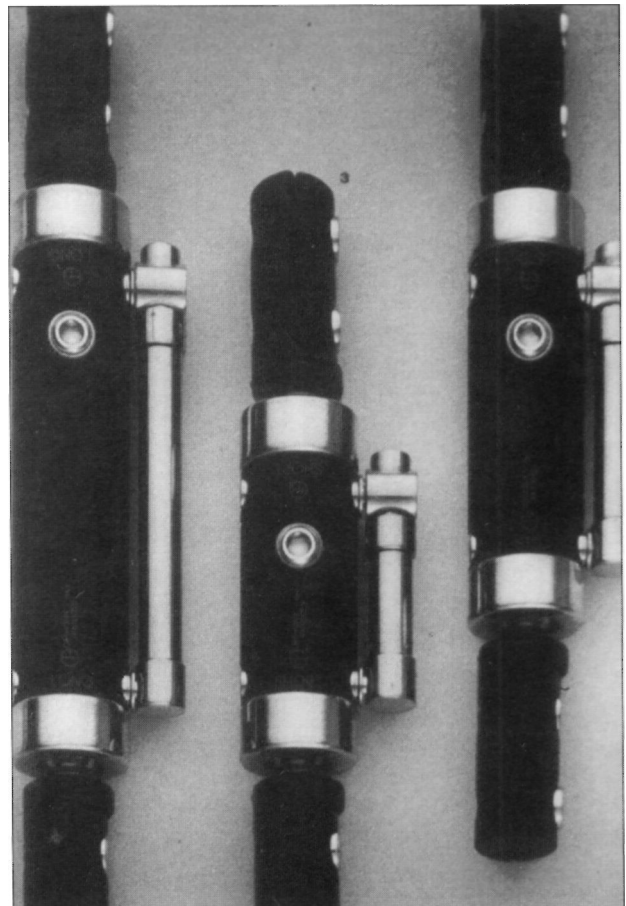
Actualmente los dispositivos más empleados son los sistemas de fijación distracción externa, de los que existe una gran variedad en el mercado, pero, cuando consideramos las razones de diseño, biomecánica y características clínicas, que en definitiva son las que van a hacer que nos decantemos por uno u otro tipo, podemos distinguir dos grandes grupos: fijadores monolaterales o no transfixiantes y los fijadores circulares o transfixiantes.

## FIJADORES MONOLATERALES O NO TRANSFIXIANTES

Los fijadores monolaterales emplean agujas de gran diámetro que solidarizan el hueso al aparato mediante un sistema de puente. Estos sistemas se colocan en la cara externa del muslo y la interna de la pierna. Los más empleados en la actualidad son el fijador externo de Wagner, que ha sufrido varias modificaciones, aumentando su versatilidad, por Cañadell (1), y el sistema diseñado por De Bastiani (Orthofix) (Fig. 1). Estos aparatos emplean tornillos de Schanz 4 ó 6 mm de diámetro, solidarizados, mediante unas mordazas que permiten modificar el varo-valgo y el antecurvatum-recurvatum, a un cuerpo del fijador, tubular o cuadrangular y telescópico.

El dispositivo diseñado por De Bastiani y Aldegheri (Orthofix) puede funcionar en régimen de distracción-fijación rígida o dinámica, pero ésta última no es elástica por lo que para poder colocar el aparato en este régimen es im-

prescindible que la elongación se encuentre en un estado avanzado de consolidación. Además la barra telescópica del cuerpo del aparato puede quedar atascada cuando funciona en régimen dinámico, como consecuencia del gran momento de flexión a que se someten los fijadores laterales cuando se dinamizan permitiendo la carga axial (2). Este hecho no ha sido constatado por Chao quien encuentra una perfecta distribución de las cargas compresivas al foco de osteotomía (3), sin embargo, esta observación ha llevado a



**Figura 1.** Aparato de fijación distracción diseñado por De Bastiani (Orthofix®).

Lazo y Cañadell a diseñar un nuevo dispositivo en el que se incluyen unos rodamientos entre la carcasa y el cuerpo que permiten el deslizamiento y un muelle anticlapso que aporta elasticidad al sistema (Fig. 2). En este aparato se puede controlar, de manera independiente, el grado de distracción-compresión, la fuerza que opone el muelle anticlapso al peso del cuerpo durante la carga, y la amplitud del movimiento de dinamización axial.

## FIJADORES CIRCULARES O TRANSFIXIANTES

Los fijadores externos circulares emplean agujas de Kirschner de pequeño diámetro convenientemente tensadas (90 a 130 Kg), que atraviesan en el segmento a elongar y que se hacen solidarias con un montaje externo semicircular o, más frecuentemente, circular. Los dispositivos de fijación externa circular mediante agujas de pequeño diámetro son el diseñado por Ilizarov (Fig. 3), pionero de la técnica y que se viene utilizando en el Este de Europa desde 1951 y el de Monticelli-Spinelli (Fig. 4), desarrollado en Italia en base a los conceptos de Ilizarov. En Cuba, Alvarez-Cambras desarrolló un sistema de fijación semicircular que emplea agujas de mayor calibre.

El aparato de Ilizarov utiliza agujas de 1.6 ó 1.8 mm de diámetro tensadas a 50, 90, 130 Kg en función del segmento en que se emplean, corpulencia del paciente y tipo de montaje. Las agujas se insertan con motor de baja revolución, no de manera continua sino "a toques" y evitando las lesiones térmicas de la piel, partes blandas y hueso. La colocación en posición ade-

cuada de las agujas, la selección del diámetro de los anillos y, en definitiva, el análisis previo cuidadoso del tipo de montaje son las claves del éxito de esta técnica.

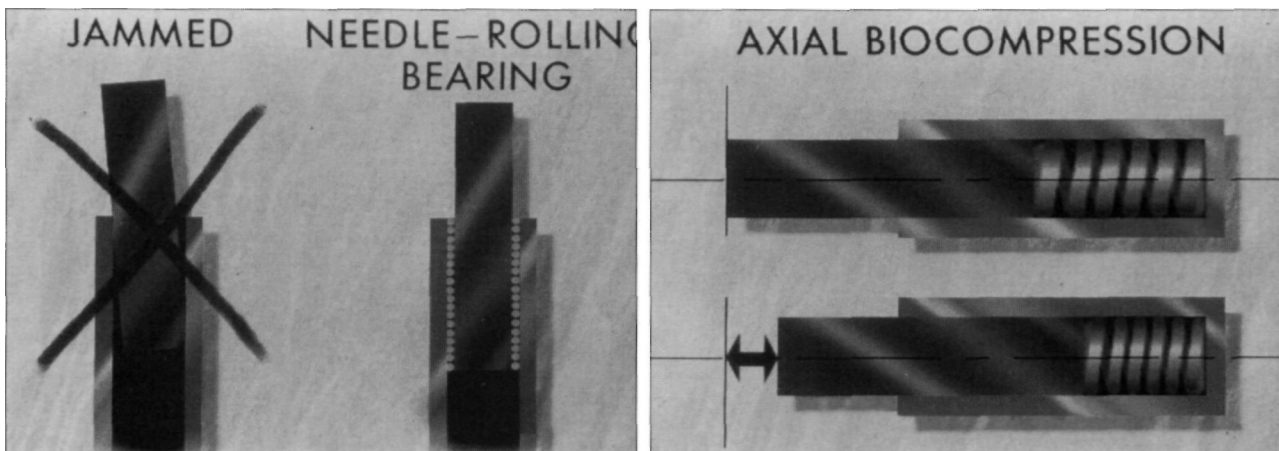
Dado que el montaje no es rígido permite la carga inmediata sobre el miembro operado así como el comienzo inmediato e insistente en la fisioterapia (Ilizarov recomienda 6 horas diarias).

## ASPECTOS BIOMECÁNICOS DE LOS DIFERENTES SISTEMAS DISTRACTORES

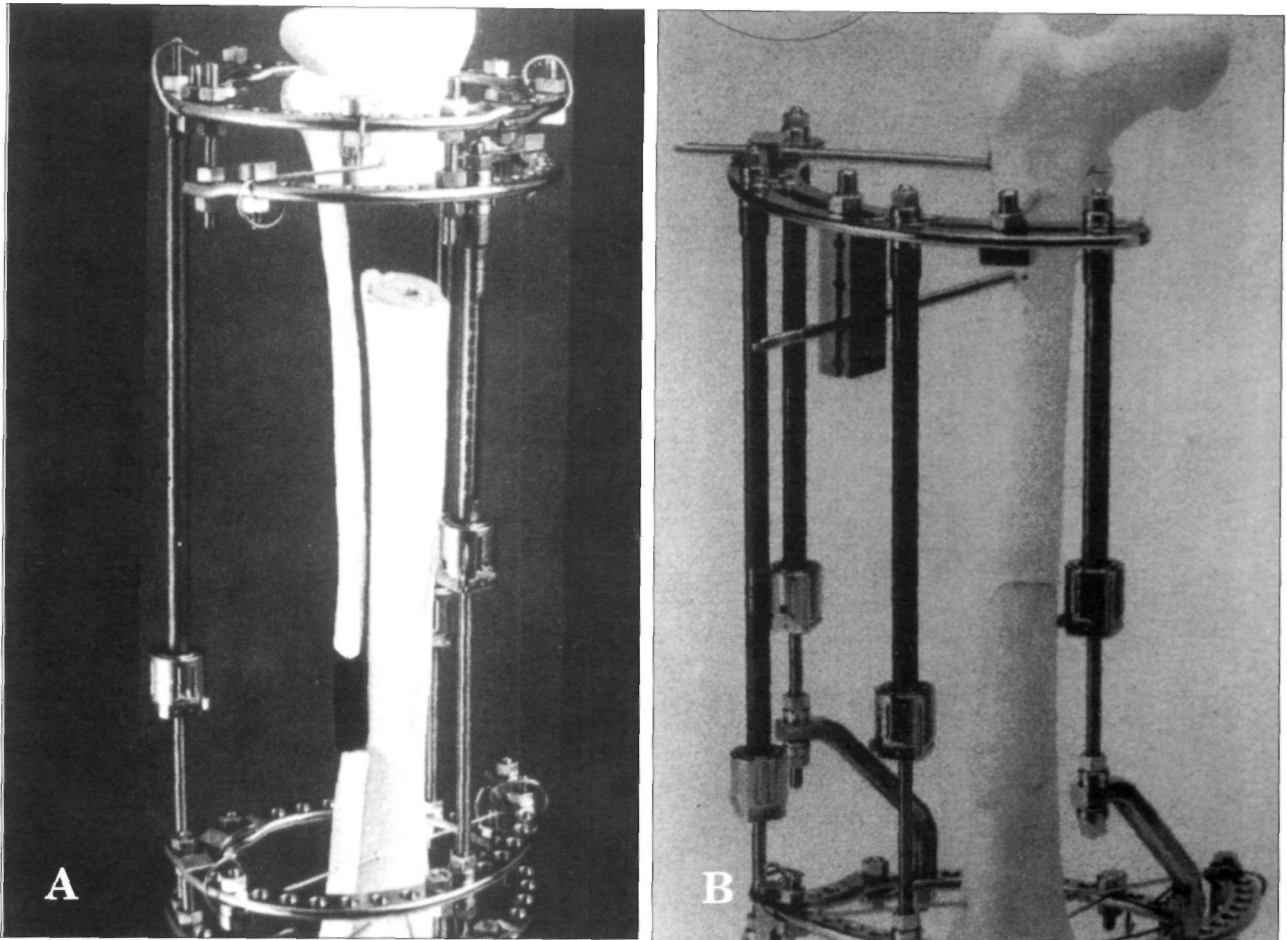
Los sistemas de fijación-distracción externa monolaterales o circulares muestran diferencias biomecánicas importantes.

El concepto actual de fijador es el de un dispositivo que tenga la suficiente rigidez como para mantener estables los fragmentos óseos, evitando los movimientos de flexión, torsión y traslación lateral, pero siendo al mismo tiempo lo suficientemente elásticos como para permitir movilidad en el plano axial, es decir, permitir la compresión axial. Cuanto mayor sea la rigidez del dispositivo menor será la capacidad para la formación de callo (3,4,5,6,7).

Los fijadores monolaterales monoplanares (Wagner, Orthofix, etc.) son los dispositivos más rígidos en flexión lateral, coincidente con el plano en el que está colocado el fijador, mostrando, por el contrario poca rigidez a la flexión antero-posterior (3,4,5,8,9,10,11). La rigidez de los dispositivos circulares transfixiantes (Ilizarov) es menor que en los monolaterales monoplanares en la flexión lateral, pero similar a los biplana-



**Figura 2.** La incorporación de un sistema de rodamientos y de un muelle anticlapso en el aparato diseñado por Lazo y Cañadell permite obtener una verdadera compresión axial en un fijador monolateral.



**Figura 3.** Aparato de Ilizarov. A) Montaje standar para alargamiento de tibia. B) Modificación de Cattaneo que sustituye las agujas proximales por clavos de Schanz.

res en flexión anteroposterior y en torsión. La rigidez en carga axial es del 75 al 80% menor en los fijadores circulares transfixiantes con respecto a los monolaterales mono o biplanares (9,14,15).

Los dispositivos transfixiantes emplean agujas de Kirschner finas de 1.6 a 1.8 mm de diámetro (Ilizarov) o de 2.0 mm (Monticelli-Spinelli) tensadas convenientemente para obtener una rigidez similar a los tornillos de Schanz de 4.0 mm, pero la curva de fuerza-deformidad de los tornillos de Schanz es de progresión lineal desde cero a la rotura mientras que las agujas tensadas muestran una elasticidad al principio, seguido de un incremento parabólico de la rigidez paralelo a la carga y de una progresión lineal hasta la rotura (7) (Fig. 5). La existencia de una superficie de contacto hueso-implante menor, unida a la elasticidad hace que los aflojamientos y reabsorciones óseas de la interfase e intolerancias cutáneas sean menos frecuentes. Este es un dato importante a considerar ya que como han mostrado los estu-

dios realizados con elementos finitos, la cantidad de alargamiento obtenida en el defecto óseo no es exactamente igual a la aplicada al aparato de fijación distracción, variando en función de la magnitud de las fuerzas aplicadas. Estas diferencias se hacen mucho mayores cuando se producen aflojamientos de las agujas. Si consideramos que las fuerzas a las que se somete la sección de la zona a elongar son diferentes en cada uno de sus puntos, y que la respuesta a la distracción sobre el aparato es diferente en función de estas fuerzas, pueden producirse elongaciones asimétricas responsables de deformidades residuales (7) (Fig. 6).

La colocación de los dispositivos transfixiantes puede influir de manera notable en el grado de rigidez. El diámetro de los anillos con respecto al miembro, la angulación que mantienen entre sí las agujas, el centrado del hueso con respecto al anillo, el grado de tensión de las agujas y el empleo de agujas con oliva afectan a la rigidez del aparato de Ilizarov (3,9,12,13,14,15). Se recomienda que el diámetro

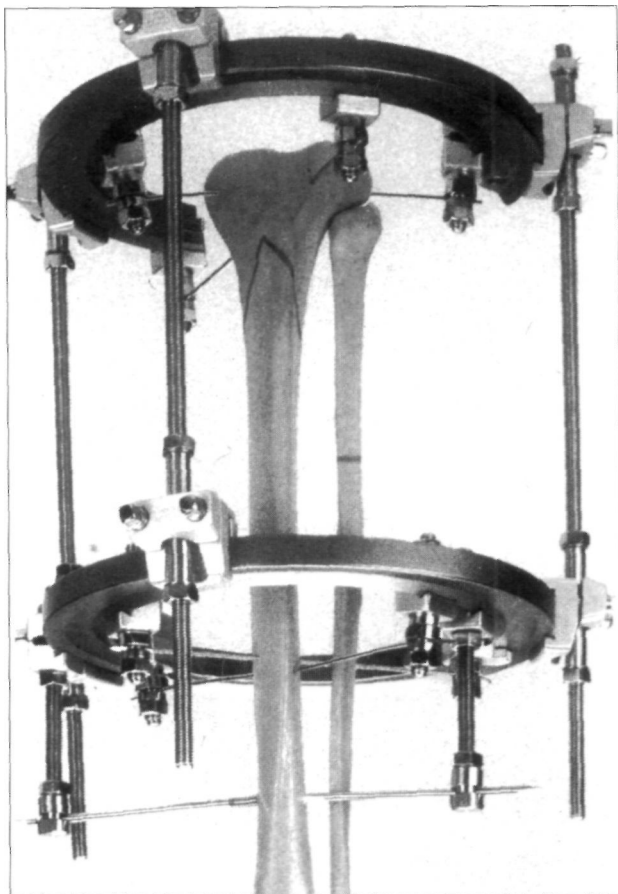


Figura 4. Aparato circular de Monticelli-Spinelli.

del anillo sea 2 a 3 cm mayor que el del miembro para permitir el edema postoperatorio, cuanto mayor es dicho diámetro menor es la ri-

gidez global del aparato (14). La angulación recomendada entre las agujas es de  $90^\circ$  pero, en determinados segmentos, la disposición anatómica de las estructuras nobles no permite colocarlas con esta angulación (16). Los montajes con agujas a  $90^\circ$  muestra una mayor rigidez antero-posterior con respecto al montaje  $45^\circ$ - $135^\circ$ , si bien no influye en la rigidez lateral, torsional ni axial (8,10). El centrado del hueso con respecto al anillo disminuye la rigidez axial y aumenta la torsional (8,10) mientras que el incremento en la tensión de las agujas aumenta la rigidez axial sin modificar la rigidez a la torsión (8). El empleo de agujas con oliva incrementa la rigidez a la flexión no modificando ni la rigidez a la torsión ni a la compresión axial (8).

Dado que el montaje del aparato de Ilizarov es significativamente diferente en la actualidad para la tibia que para el fémur, su comportamiento biomecánico también difiere. El sistema de la tibia (todo son agujas de Kirschner tensadas) es el más elástico de los dos sistemas en todos los planos de sollicitación. El montaje de fémur diseñado por Cattaneo combina agujas tensadas en su anillo distal y tornillos de Schanz en la porción proximal a fin de no necesitar transfixión y hacerlo más fácilmente tolerable (Fig. 3). Este montaje combina una rigidez al cizallamiento similar a los monolaterales con una rigidez a la compresión axial situada entre estos y el Ilizarov de tibia pero más próximo a este último (15). En la actualidad se está empezando a utilizar un sistema combinado de agujas ten-

#### CARGA TEORICA vs CURVA DE INFLEXION

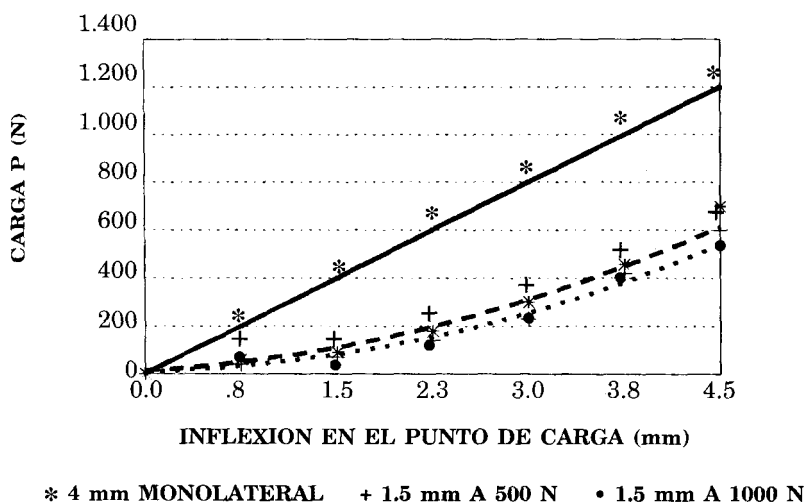
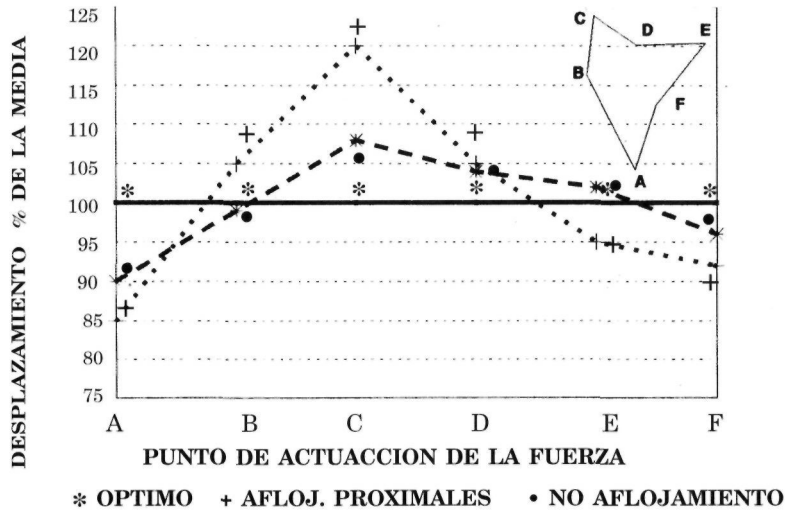


Figura 5. Curvas de inflexión de los tornillos de Schanz y las agujas de Kirschner tensadas en función de la fuerza a que se someten.



**Figura 6.** Efecto de la distracción aplicada a la sección de la tibia en un estudio de elementos finitos en la que se muestra la diferente respuesta en cada uno de los puntos estudiados en función del estado de la interfase hueso-metal. En el ángulo superior derecho se muestra la localización de los diferentes puntos de aplicación de la fuerza en la sección tibial.

sadas y de tornillos de gran diámetro en montajes de tibia y húmero de los que todavía está por comprobar su efectividad y sus ventajas.

En los fijadores monolaterales la rigidez del sistema se incrementa con el aumento en el diámetro de los tornillos (3,16), aumento en el número de tornillos, disminución de la separación de las barras laterales, y de la distancia entre los tornillos y los extremos aumentando la distancia entre cada tornillo dentro de cada grupo.

Fleming y Aronson tras analizar biomecánicamente diferentes tipos de fijadores externos consideran que, el fijador diseñado por Ilizarov permite una completa dinamización axial mientras que sus diferencias en torsión y flexión son mínimas comparadas con los uni y biplanares.

### VENTAJAS E INCONVENIENTES DE LOS DIFERENTES TIPOS DE FIJADOR

Los fijadores transfixiantes tienen como ventaja su régimen de fijación axial dinámica y elástica, favorecedora de la osteogénesis, con una buena estabilidad, versatilidad y tolerancia hueso aguja (2,7,8,10), permitiendo la corrección progresiva de deformidades axiales y/o rotacionales y la carga total inmediata. El cambio de aguja, cuando se intolerancia, se realiza de manera fácil y sin poner en peligro la tensión de las de-

más. Los inconvenientes de éstos son la dificultad de colocación y manejo postoperatorio (2), su aparatosidad y la imposibilidad de funcionar en régimen rígido, necesario para la distracción fisiaria. Para estabilizar el hueso se precisan más agujas que cuando se emplea un sistema monolateral lo que da lugar a que la limpieza sea más larga e incómoda, y los posibles puntos de infección sean más numerosos.

Los sistemas no transfixiantes son fáciles de aplicar, con manejo postoperatorio sencillo, buena tolerancia por parte del paciente y con posibilidad de funcionar en régimen rígido o elástico. Los sistemas no transfixiantes son más fáciles de limpiar y tienen un menor número de orificios que los transfixiantes. Sus inconvenientes son la mala tolerancia por parte del hueso, las dificultades para corregir deformidades axiales y rotacionales de manera progresiva (2) y la necesidad de demorar la carga unida a una menor elasticidad axial que los transfixiantes. El cambio de los clavos intolerados exige aflojar la mordaza que sujeta todos los clavos de uno de los extremos del fijador con el consiguiente riesgo de perder el alineamiento y la fuerza distractora cuando esta eventualidad surge durante la fase de distracción. La colocación de los tornillos de Schanz precisa de un taladrado previo del conducto exigiendo una doble maniobra que puede hacer tediosa la colocación de los mismos.

### Bibliografía

1. **Cañadell J.** Sobre el aumento de versatilidad y ampliación de las posibilidades de un fijador externo en Traumatología y Ortopedia. *Rev Ort Traum* 1986; 30IB: 477-80.
2. **Cañadell J, De Pablos J.** Métodos de elongación ósea y sus aplicaciones. Ed. Servicio de Publicaciones de la Universidad de Navarra. Navarra 1989: 2-113.
3. **Chao EYS, Aro HT, Lewallen T, Kelly PJ.** The effect of rigidity on fracture healing external fixation. *Clin. Orthop* 1989; 241: 24-35.
4. **Aronson J, Harrison B, Boyd ChM, Lubansky HJ.** Mechanical induction of osteogenesis: The importance of pin rigidity. *J Pediatr Orthop* 1988; 8: 396-401.
5. **Aronson J, Harrinson BH, Stewart ChL, Harp JH.** The histology of distraction osteogenesis using different external fixators. *Clin Orthop* 1989; 241: 106-16.
6. **Aronson J, Good B, Harrinson BH, Stewart ChL, Harp JH.** Preliminary studies of mineralization during distraction osteogenesis. *Clin Orthop* 1990; 250: 43-50.
7. **Aronson J, Harp JH.** Factors influencing the choice of external fixation for distraction osteogenesis. Green WD. Ed. *Instructional Course Lectures*. 1990; 39: 175-83.
8. **Fleming B, Paley D, Kristiansen T, Pope M.** A biomechanical analysis of the Ilizarov external fixation. *Clin Orthop* 1989; 241: 95-105.
9. **Paley D.** Current techniques of limb lengthening. *J Pediatr Orthop* 1988; 8: 73-92.
10. **Paley D, Fleming B, Catagni M, Kristiansen T, Pope M.** Mechanical evaluation of external fixations used in limb lengthening. *Clin Orthop* 1990; 250: 50-7.
11. **Steen H, Fjeld TO, Bjerkreim I, Tevik A, Aldegheri R, Trivella G.** Limb lengthening by diaphyseal corticotomy, callus distraction and dynamic axial fixation. An experimental study in the ovine femur. *J Orthop Res* 1988; 6: 730.
12. **Ilizarov GA.** The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part. I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. *Clin Orthop* 1989; 238: 249-81.
13. **Ilizarov GA.** The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues: Part. II. The influence of the rate and frequency of distraction. *Clin Orthop* 1989; 239: 263-85.
14. **Ilizarov GA.** Investigación experimental y clínica sobre la regeneración controlada del tejido óseo, vasos sanguíneos, nervios, músculos y aponeurosis. Osteosíntesis Técnica de Ilizarov. En *Osteosíntesis técnica de Ilizarov*. Ed. Norma S.A. Madrid. 1989; pp 49-79.
15. **Ilizarov GA.** Clinical application of the tension-stress effect for limb lengthening. *Clin Orthop* 1990; 250: 8-26.
16. **Paley D.** Problems, obstacles and complications of limb lengthening by Ilizarov technique. *Clin Orthop* 1990; 250: 81-105.
17. **Behrens F.** General theory and principles of external fixation. *Clin Orthop* 1989; 241: 15-23.