

Tipos y formas de los fijadores externos

Dres. HORACIO F. MISCIONE*, DANIEL GHIRAGOSIAN**

INTRODUCCION

Es probable que una de las primeras formas que encontró el hombre prehistórico para modificar o contener su anatomía ósea haya sido algún sostén externo. Desde ese momento hasta la actualidad la modalidad y formas de los tutores externos han ido variando constantemente, de acuerdo con los cambios tecnológicos.

En el presente trabajo se han descripto sistemáticamente sólo aquellos aparatos que por diferentes motivos, tales como: la calidad, los resultados en otras escuelas del exterior, la experiencia en nuestro medio, la posibilidad de manufactura nacional, las tendencias impuestas por grandes centros de ortopedia y traumatología, etc., los han hecho de mayor uso en nuestro país.

Varios de ellos se encuentran englobados por sus características especiales como monoplanares, pero con distintas variantes en su confección y a su vez con alternativas personales para los diferentes usos. En tanto que otros han sido nombrados como multiplanares, y es en ellos en donde mayores son las variables, en tanto y en cuanto su versatilidad aumenta y por consiguiente progresan junto con ella las posibilidades de uso y de armados con otras piezas.

A su vez, cada uno de ellos muestra modalidades particulares en sus componentes y muchos de ellos han sido modificados por diferentes escuelas de ortopedia, no tan

sólo en su estructura sino también en el material con que se hallan confeccionados.

1. SISTEMA DE FIJACION HG

La idea de realizar un fijador externo que mantuviese los mejores caracteres técnicos de la instrumentación externa actual, pero que además reuniese otras características, inquietó el grupo de Ortopedia del Hospital Garrahan de Buenos Aires. Esas características eran las de adosarle iniciativas propias y la posibilidad de contar con manufactura nacional que permitiese alternativas de creación basada en proyectos de investigación en tutores externos.

Así surge este artificio médico que reconoce al aparato de Wagner como modelo mecánico principal y en el que se conjugan algunos cambios técnicos impuestos por el sistema Orthofix o ciertas estructuras resueltas con ingenio en el aparato de Lazo y Cañadell.

Llegar al sistema que actualmente se utiliza llevó tiempo de experiencia en los talleres del Instituto Nacional de Tecnología de Materiales de la Facultad de Ingeniería de Mar del Plata y para realizar la investigación animal se necesitó el apoyo del Área de Técnica Quirúrgica de la Facultad de Ciencias Veterinarias de la UBA.

El tutor consiste en un cuerpo central de 26 cm de longitud y de sección anular de 2 cm de diámetro realizado en aluminio anodizado y endurecido en superficie. Posee un perno central roscado, el cual se adosa a un dispositivo central que constituye el elongador manual, con capacidad para estirar hasta 5 cm. El mismo posee un gatillo de seguridad que no permite la

Beruti 3825, P.B., (1425) Buenos Aires, Argentina.

** Laprida 1579, (1425) Buenos Aires, Argentina.

movilización en tanto no sea liberado y registrado en los números correspondientes, permitiendo sólo deslizamientos de 0,25 mm tanto para elongación como para compresión.

El cuerpo cilíndrico contiene en sus extremos collares, los que permiten uno de los movimientos en el espacio y la ubicación correcta de las mordazas porta-clavos. Sobre este collar se encuentra montado el sistema de mordazas articulado sobre una media nuez completa que provoca uno de los giros laterales posible.

Finalmente el encastre de la media nuez se realiza sobre un sistema de cono morse desde donde se moviliza toda la estructura, logrando el tercer movimiento en el espacio y asegurando un sólido amarre que evita el deslizamiento, tan temido, durante el acto de elongación.

Los grados de libertad de cada una de sus piezas se resumen así: un collar con radio de giro de 360 grados, una media nuez completa con 40 grados de movimiento y un cono morse con deslizamiento de 180 grados y presa con llave de presión (Figuras 1 y 2).

Una vez logrado el máximo de elongación de la pieza roscada, se coloca en forma ambulatoria un diastador de mordazas que al actuar en paralelo con el aparato permite deslizar uno de sus anillos sobre el cuerpo central, obteniendo elongaciones por cierre del vástago de hasta 16 cm, utilizando un solo aparato y sin riesgo de fatiga del vástago elongador.

Para su colocación las mordazas permiten un acercamiento de hasta 4 cm para superficies óseas pequeñas y sobre estas mismas es posible la colocación de un "movilizador" que permite, sin necesidad de llevar el paciente a cirugía, corregir deseos residuales. Este efecto, nuevo en los tutores monolaterales, permite correcciones progresivas, excepto las rotacionales, debido a sus características de monolateralidad.

Biomecánicamente son tres sus características identificatorias:

— Clavos posicionados en convergente o divergente con libertad de cuatro grados, lo cual facilita la solidez de la presa y la demora en la osteolisis reaccional (Figura 3).

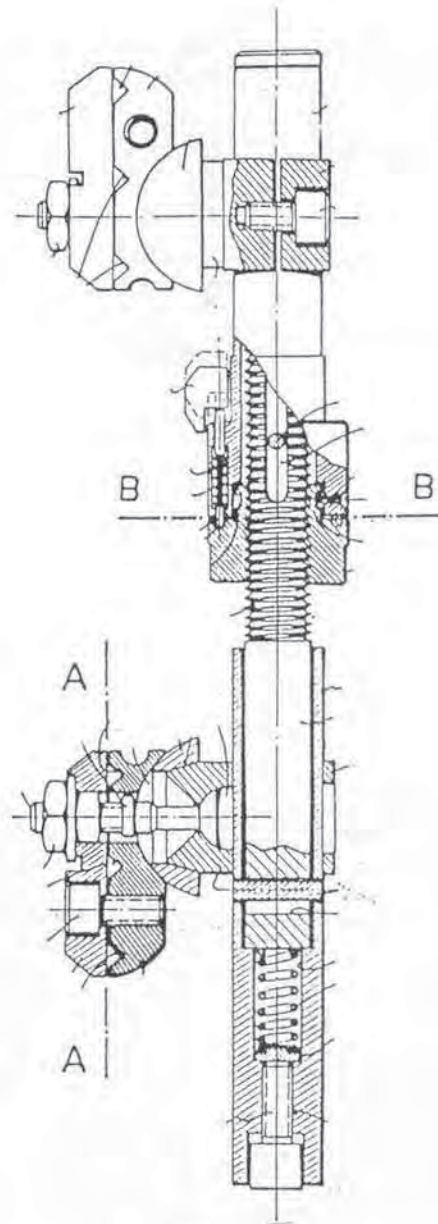


Figura 1

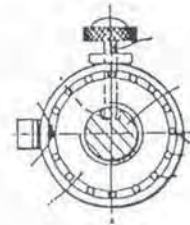


Figura 2

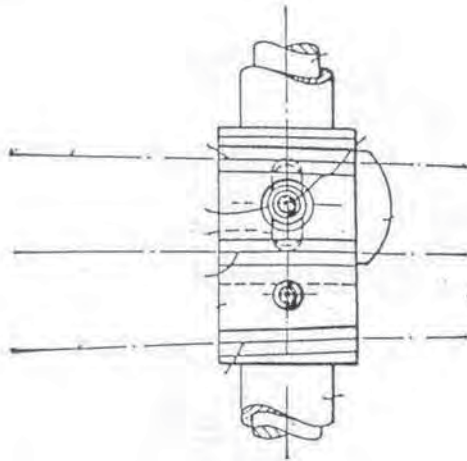


Figura 3

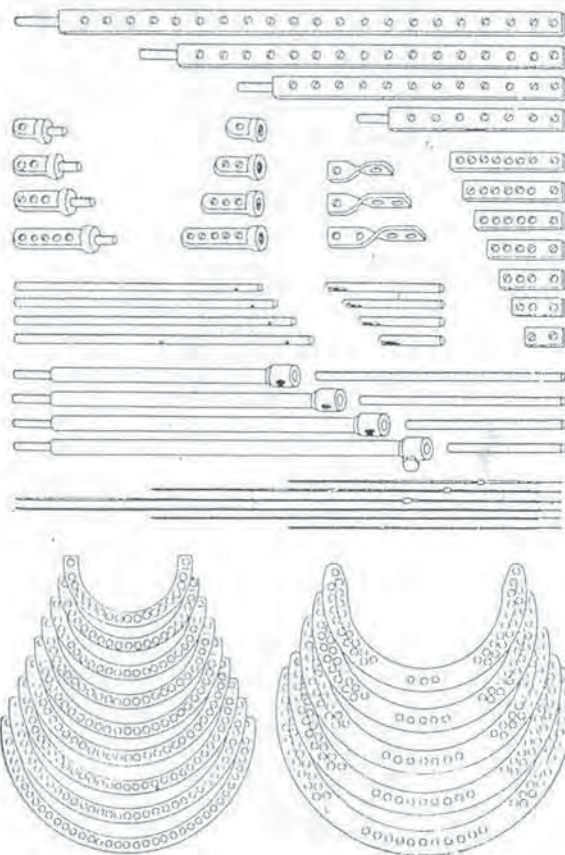


Figura 4

– Traba todo el sistema de movimiento por cono morse, hecho poco conocido en fijadores externos, lo que provoca aumento de estabilidad.

– Posibilidad de corrección de deseos remanentes en forma progresiva en tanto se elonga o se comprime.

2. SISTEMA DE FIJACION EXTERNA DE ILIZAROV

Fue definido por el Ministerio de Sanidad de la URSS como aparato compresor-distractor del Dr. G. Ilizarov.

Se trata de un fijador externo circular, originalmente realizado en acero, que luego diferentes escuelas lo han adaptado a otros materiales tales como aluminio, plástico u otros metales rígidos o blandos. El exoesqueleto circular se une al hueso mediante agujas de Kirschner sometidas a tensión, por lo cual asume el carácter principal de transfixiante.

Se compone de 32 elementos mecánicos que por su enorme versatilidad permiten más de 600 montajes. Estos se dividen en (Figura 4):

– Principales: los aros, las agujas y las barras roscadas.

– Accesorios: aquí se agrupan todas aquellas piezas que sirven de unión, tal como los diferentes tipos de placas de conexión, banderines, bulones con ranura y con orificio, bisagras, telescopios, etc.

Es probable que el tutor de Ilizarov sea uno de los implantes al cual se le han ido agregando mayor cantidad de accesorios, por necesidad en los tratamientos o por ingenio de una u otra escuela médica.

Históricamente se reconoce que previo a Ilizarov han habido otras publicaciones, como la de Wittmøser en Alemania o Mendoza en España, ambos llamativamente en 1949. Sin embargo la primera descripción de su utilización y la explicación científica de su mecánica fue realizada por Ilizarov en 1954, donde describe la técnica comenzada dos años antes.

Biomecánicamente dos de sus componentes son la base de todo el sistema: las agujas que solidarizan el hueso al aparato y los aros como estructura básica del esque-

leto fijador (Figura 5); la interacción entre estos dos elementos hace a la estabilidad de todo el sistema. Por lo tanto, al observar estudios realizados con agujas de diferente tamaño (0,5, 1,0, 1,5, 1,8 y 2 mm) y con una tensión aplicada sobre ella, variable entre 90 y 130 kg, y al comparar esto con el diámetro de los anillos (120 a 200 mm) y su configuración espacial en simple o doble anillo, se logra interpretar el uso correcto.

Las agujas deben ser introducidas con un perforador de bajas revoluciones y su punta debe ser en balloneta para el hueso corticalizado o en trocar para el hueso con menor densidad. Algunas pueden poseer tope fijo, tales como en rulo o una "Z" o mucho más frecuentemente un "stop" u oliva de acero y esta modalidad de aguja sirve para aumentar la solidez del sistema o como punto de tracción.

Algunas escuelas tales como la Cubana de Alvarez Cambrás o la de Rancho Los Amigos Medical Center o la Italiana de Monticelli y Spinelli, prefieren cambiar las agujas por clavos de Schanz, de mayor grosor. Cuando el hueso en tratamiento es de tamaño reducido se pueden elegir aros pequeños, ya que se confeccionan en 11 diferentes medidas y en esos casos un armado de aro simple es suficiente en tanto se respeten las normas de configuración espacial de las agujas ubicándolas entre los 60 y 90 grados. Cuando el requerimiento es mayor o cuando se requiere corregir un desaje axial, el armado debe realizarse con doble aro, cuidando que la separación entre los mismos sea la indicada.

La distancia entre los aros es conveniente adecuarla al tamaño del hueso, pero como regla general es prudente no acercarse más allá de los 2 cm en los niños ni más de 3,5 cm en los adultos. El cumplimiento de las normas biomecánicas, así como la elección de los aros indicados y del número de vástagos logran dar una estabilidad del 93% tanto en elongación como en compresión.

Cuando la exigencia es en torsión, el cuidado de las reglas, tales como el armado y posicionamiento de las bisagras y la elección del plan de corrección dan un 77% de buenas posibilidades para los diferentes armados.

Con la idea de la movilidad progresiva

externa, con la sistematización de los tiempos de elongación, con los conceptos sobre flexibilización y elasticidad, Ilizarov revolucionó los conocimientos sobre la osteogénesis.

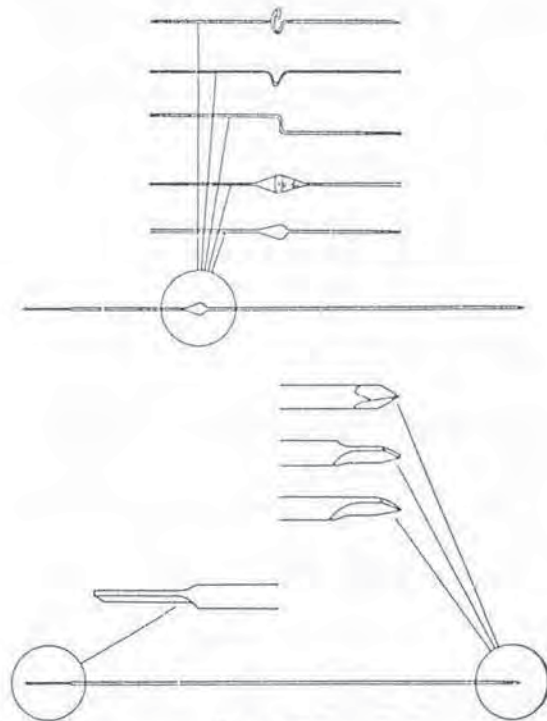


Figura 5

3. SISTEMA DE FIJACION TUBULAR AO

La escuela AO fue una de las pioneras en la elaboración de los conceptos científicos respecto de la compresión interfragmentaria como medio para obtener la estabilidad durante el proceso de curación de una fractura. Dio pautas y criterios sobre la histología ósea de la reparación en compresión, reacciones del hueso ante un implante metálico y emitió opinión sobre la utilización de instrumental uniforme y adecuado a normas de calidad.

Estos conocimientos científicos se apoyaron en la realización de osteosíntesis internas (placas, tornillos, clavos endomedulares; etc.). Toda esta teoría, basada en la rigidez de los sistemas de compresión, fue dejando paso a los nuevos conceptos de bioelasticidad y dinamización funcional y fueron los integrantes de esta mismas es-

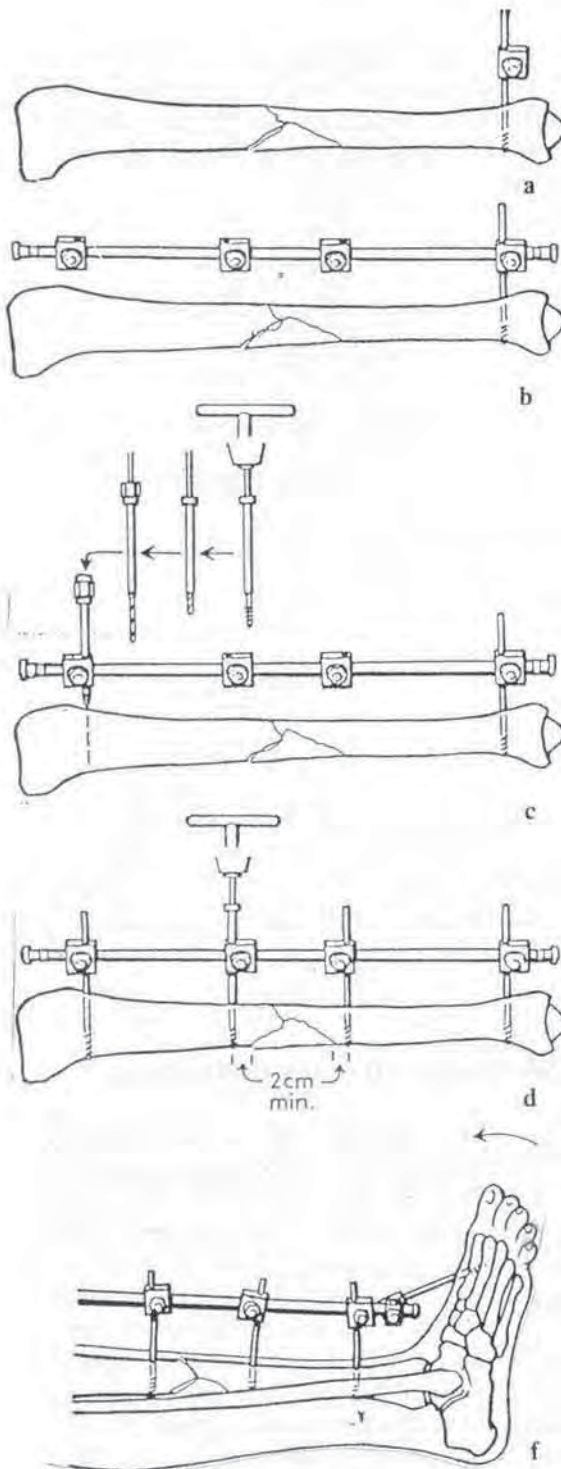


Figura 6

cuela quienes adaptándose a la nueva tendencia incorporaron a su arsenal quirúrgico los tutores externos. Si bien éstos no eran nuevos en su concepción, ya que Anderson (1936), Stader (1937), Hoffmann (1954)

y Wagner (1972) habían registrado los primeros armados, muchos de ellos fueron adaptados con las ingeniosas ideas de Fernández, Beherens, Hierholzer, Weber, etc., hasta lograr los actuales.

El sistema de fijación tubular AO es reconocido por su sencillez de aplicación y por su efectividad en el manejo de las fracturas complejas. Consiste en un sistema de tubos de acero o de fibra de carbono de 11 mm de diámetro y de longitud variable entre 100 y 160 mm y utiliza para su fijación clavos de Schanz de 5 mm, tanto con rosca de esponjosa como de cortical, de acuerdo con el hueso a tratar. La unión entre los tubos y los clavos se logra mediante mordazas simples fijas que toman al clavo de Schanz, mordazas simples móviles que toman al tubo y mordazas o rótulas de conexión que toman un tubo con otro para lograr así un armado adecuado a la posición de la fractura y mantener estable toda la estructura articulada.

A estos elementos básicos se han ido sumando accesorios tales como los clavos de Schanz de diferentes tamaños, mordazas para la toma de clavos de Steimann, tornillos con función de compresor-distractor para lograr movilizar modularmente el armado, las rótulas de conexión tubo-tubo, etcétera.

Con estos elementos y con el cumplimiento de las normas de colocación se obtiene una estabilidad notable y facilidad para confeccionar diferentes armados, adaptándose a la anatomía de la fractura basado en los 5 grados de independencia de sus mordazas y en la casi absoluta libertad para elegir el sitio de colocación de los clavos.

La versatilidad dada por la libre elección del número de clavos y de obtener movilidad al liberar sus mordazas, permite corregir en el quirófano los deseos residuales.

En forma similar a los aparatos circulares, debido a su estructura multiplanar es también uno de los pocos fijadores que por las características de sus mordazas permite correcciones de deformaciones rotacionales, pese a tener que cambiar de posición la toma de algunos de sus clavos. A diferencia de los circulares, que lo hacen de manera progresiva, los fijadores tubulares AO lo

logran en forma rápida, ya que no poseen abisagramiento gradual de su estructura (Figura 6).

Uno de los defectos más temibles en los aparatos homolaterales es la osteolisis de sus clavos, insolucionable a no ser a expensas de recargar a las otras tomas de la misma mordaza; en el sistema tubular AO es fácilmente solucionable, ya que recambia el sitio de toma con una nueva mordaza sin pérdida de la estabilidad del sistema y con el agregado de no ser una osteosíntesis como en los circulares.

En manos de un cirujano experto es posible su dinamización regulada por el ajuste o desajuste de uno de sus tubos, así como también el poseer un tornillo distractor o compresor le otorga la posibilidad de dar elongaciones u obtener presión agregada al sitio del tratamiento del hueso. La unilateralidad, bilateralidad o trilateralidad son habituales en los esquemas de armado debido a la versalidad otorgada por sus mordazas de unión y sus rótulas de conexión.

4. SISTEMA DE FIJACION LAZO-CAÑADELL

El fijador es un sistema monobloque que se halla compuesto por:

- 1) Barra central o cuerpo que conlleva un sistema de dinamización, de elongación y un dispositivo anticlapso.
- 2) Dos cabezales a rótula que permiten el anclaje de los clavos, que permite hasta cuatro clavos y una variada gama de movimientos.

El dispositivo de dinamización del fijador presenta un sistema de rodamiento a bolas en una barra bio-roll; por lo tanto permitiría una dinamización exclusivamente axial aun en presencia de fuerzas en flexión e impide el bloqueo de la dinamización.

El sistema anticlapso otorga una elasticidad extrínseca similar a la de los tutores circulares y estabilidad (anticlapso) en casos de fracturas conminutas o inestables; permite dinamizar en procesos de elongación a gran tensión y regula el grado de la misma en un rango de 0 a 50 kg. El mismo se controla desde uno de sus extremos y

puede ser bloqueado o liberado manualmente mediante una tuerca que regula la magnitud de los desplazamientos de 0 a 4 mm y el sistema anticlapso es controlado mediante su muelle central a su vez en forma separada.

Los mecanismos de rodamiento son un sistema de baja fricción que permite realizar mecanismos de traslación aun, como se explicó, ante exigencias en flexión (responsables del bloqueo en fijadores monolaterales axiales); posibilita la dinamización en todo momento y la biocompresión que estimula la consolidación.

Los cabezales o extremos portaclavos permiten la rotación en los planos frontal, sagital y transversal, así como la utilización de diversos diámetros de clavos o también la posibilidad de colocar portaclavos accesorios múltiples o individuales.

También, como los demás tutores externos, presenta un dispositivo distracción-compresión ensamblado en el cuerpo del aparato en forma versátil, lo que permite realizar compresión en un segmento y distracción en otro.

Con los recientes dispositivos de fijación externa se ha introducido un nuevo concepto, referido al tema de dinamización, que es la llamada dinamización elástica, que se utiliza en etapas precoces de tratamiento; la resistencia del muelle evita el colapso de los fragmentos en etapas en las que aún no presenta estabilidad el foco de fractura o elongación. Posteriormente, ante una estabilidad intrínseca del foco o callo, se emplea la dinamización libre desenroscando la tuerca, pero aun así pudiendo regular de 0 a 4 mm su magnitud.

Estos fijadores se presentan en tres tamaños y colores: amarillo (pequeño), azul (mediano) y rojo (grandes) respectivamente; los cabezales son de diferente tamaño según sea el tamaño del fijador y, como dijéramos anteriormente, permiten colocar hasta cuatro clavos en cada uno de ellos. También presentan varios accesorios, como dispositivo para cabezales en T y una llave dinamoétrica para regular la fijación de los tornillos y mantener rígido el sistema.

En los últimos años se han introducido, con gran aceptación, los cabezales SPC, que son cabezales individuales para un solo cla-

vo que se utilizan ya sea para fijar terceros fragmentos o para aumentar la solidez del sistema en cualquier plano y a cualquier nivel.

Recientemente, dado que estos cabezales SPC presentan una cremallera que resiste mayores exigencias de estrés, se ha impulsado su implementación especialmente para elongaciones importantes donde se supere el 40-50% de la longitud del segmento a ser elongado, dada su excelente capacidad de fijación y gran estabilidad.

Utiliza para su colocación los denominados clavos Apex, que se presentan en una gran variedad de diseños y tamaños: clavos romos no autoperforantes y no transfixiantes, clavos autoperforantes y no transfixiantes y clavos transfixiantes, que varían desde los 3 mm hasta los 6 mm de diámetro y con longitudes de rosca desde 22 mm hasta 70 mm.

Dentro de sus características los clavos presentan una baja temperatura de perforación, dada su capacidad autoperforante de 13 grados por debajo de cualquier otro, y fuerza de torque menor del 45% de los Hoffman o Schanz, lo que brinda mayor seguridad en su colocación.

5. SISTEMA DE FIJACION WAGNER

El dispositivo fue diseñado por el Profesor H. Wagner para elongaciones en niños y adultos, pero puede ser utilizado, como los demás, en distintos actos de la terapéutica ortopédica.

Es un dispositivo unilateral y es más rígido que otros dispositivos unilaterales. Utiliza, como los demás, instrumental específico para la colocación de los clavos, lo que facilita su ejecución y hace más precisa la técnica para evitar complicaciones. El aparato se presenta en dos variedades: pequeño y grande, y utiliza clavos Schanz de 5 mm y se halla conformado con la siguiente configuración:

1) Cuerpo central telescópico a cremallera que se maneja desde uno de sus extremos.

2) Dos cabezales rectangulares que en los extremos permiten el anclaje de los clavos.

Como todo fijador, regula y permite realizar movimientos de distracción-compresión a nivel del foco o callo.

6. SISTEMA DE FIJACION ORTHOFIX

El fijador axial dinámico Orthofix fue diseñado en la Universidad de Verona en 1979 por los Dres. De Bastiani, Aldegheri y Renzi Brivio. Es un elemento unilateral compuesto por:

1) Un cuerpo central con una extensión telescópica.

2) Dos cabezales alineados en un mismo plano y unidos por una articulación en bola que se fija mediante un tornillo excéntrico que mantiene la estabilidad de las posiciones obtenidas.

3) Dispositivo externo removible de compresión-distracción que se adapta al cuerpo del fijador.

El cuerpo, como dijéramos, presenta una configuración telescópica libre que es fijada por un elemento denominado "grano de bloqueo", que impide el deslizamiento de los elementos y funciona como elemento dinamizador cuando es liberado en distintas fases del tratamiento.

Los cabezales presentan ranuras para la colocación de hasta 5 clavos mantenidos por un tornillo; la articulación en bola, que une los cabezales con el cuerpo, permite un rango de movilidad del cabezal de 17 grados hacia cada extremo (varo-valgo y antecurvatum-recurvatum) pero libre en lo referente a rotaciones; es mantenido mediante un tornillo excéntrico que se ajusta con una llave dinamométrica que mide la tensión del mismo y fija la articulación.

Como estos aparatos presentaban importantes inconvenientes para realizar elongaciones, se cuenta con un fijador axial Orthofix plano, es decir, no articulado, para realizar alargamientos que proveen de excelente estabilidad para estos procedimientos, sin los inconvenientes de los articulados.

El suplemento distractor-compresor se adapta a dos orificios en el cuerpo del aparato y permite esta función mediante una rosca milimétrica que completa el circuito de fijación y estabilización.

Los accesorios de este fijador son múltiples y se presentan en gran variedad, desde minifijadores para dedos, mano y muñeca, así como dispositivos especiales para pelvis, cabezales en T y cabezales móviles basculantes para tobillo.

Dado que los elongadores planos permitían limitadas cantidades de centímetros de elongación (5 a 10 cm), se han incorporado en los últimos años los elongadores sobre carriles que, manteniendo una gran estabilidad, permiten realizar elongaciones mayores y realizar también compresión y/o distracción en diferentes segmentos de un mismo hueso mediante uno o dos compresores, acorde con cada necesidad.

Estos fijadores utilizan clavos cónicos de 6 mm de grosor en su base y 5 mm en su extremo, lo que permite rigidez creciente al ser introducidos a través de la cortical y facilitan su extracción por procedimientos incruentos. Utilizan material AISI 316L de acero inoxidable con características de tensión: 90 kg/mm; dureza: 75 kg/mm; e inflexión: 60 kg/mm por encima de los estándares y brindan seguridad en su utilización. Se presentan en variedad cortical y esponjoso con longitudes que varían desde 60 mm hasta 200 mm y longitudes de rosca de 30 mm hasta 100 mm, así como tornillos mini para los pequeños fijadores.

BIBLIOGRAFIA

Sistema de fijación HG

1. Bianchi-Maiocchi A: L'osteosintesi transossea secondo G. Ilizarov. Aspetti sperimentali, teorici e clinici. Ed Medi Surgi, Milano, 1985.
2. Cañadell J, de Pablos J, Azeárate JR: Modificación del aparato de Wagner para elongaciones de tipo fisario y metafisario. Rev Soc Ortop Traumat 8: 139-150, 1988.
3. De Bastiani G, Aldegheri R, Renzi-Brivio L, Trivella G: Limb lengthening by distraction of the epiphyseal plate. A comparison of two techniques in the rabbit. J Bone Jt Surg 68-B: 545-549, 1986.
4. Gúrpide G, Bequiristain JL, Cañadell J: Consideraciones sobre nuestra experiencia en las elongaciones de fémur y tibia según el método de Wagner. Rev Ortop Traum 23: 227-230, 1979.
5. Lazo-Zbikowsky J, Aguilar F, Mozo F, Lazo JM: Biocompression. Sliding external fixation. Clin Orthop 106: 169-184, 1986.
6. Miscione H, Pistani J, Muñoz E et al: Investigación mecánica y experimental del fijador externo HG. Rev AAOT 56 (2): 147-157, 1991.
7. Miscione H, Stefano E: Endoprótesis extensible de elongación gradual. VII Congr Hisp-Arg de O y T, 1985.
8. Wagner H: Operative lengthening of the femur. Clin Orthop 136: 125-142, 1978.

Sistema de fijación externa de Ilizarov

1. Bianchi-Maiocchi A: L'osteosintesi transossea secondo G. Ilizarov. Aspetti sperimentali, teorici e clinici. Med Surg Vid, Milano, 1985.
2. Bianchi-Maiocchi A, Catagni M: Osteosintesi transossea nelle fratture de gamba secondo G. Ilizarov. Bol ASAMI, Med Surg Vid, Milano, 1985.
3. Ilizarov CA: Técnica d'uso dell'apparato compressore-distrattore di Ilizarov. Edit dall'Istituto de Kurgan, 1976.
4. Ilizarov CA: Transosseous Osteosynthesis. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, 1992.
5. Marinow H, Green S, Harris L: The Rancho Mounting technique for the Ilizarov method. Clin Orthop Relat Res 280: 104-116, 1992.
6. Mendoza J: Algunas consideraciones y experiencias sobre distracción ósea. Cir Ap Loc 1: 242-264, 1950.
7. Monticelli G, Spinelli R: Distraction epiphysiolysis as a method of limb lengthening. Experimental study. Clin Orthop 154: 276-285, 1981.
8. Monticelli G, Spinelli R: Distraction epiphysiolysis as a method of limb lengthening. Morphologic investigations. Clin Orthop 154: 262-273, 1981.
9. Hierholzer G, Kleining R, Hoerster G, Zemenides P: External fixation: classification and indications. Acta Orthop Traum Surg 92: 175, 1978.
10. Müller M, Allgöwer M, Willenegger H, Schneider R: Manual of Internal Fixation (3rd ed). Springer, Berlin, Heidelberg, New York, 1992.
11. Wagner H: Operative lengthening of the femur. Clin Orthop 136: 125-142, 1978.
12. Weinberg A, Lambert C, Lutz Von Laer: Experiences with the external fixator for the treatment of displaced femoral fractures. EPOS, Portugal, 1994.

Sistema de fijación tubular AO

1. Anderson R: Femoral bone lengthening. Am J Surg 31: 479-483, 1936.
2. Behrens F: External fixation: consolidation and progress. Clin Orthop Rel Res (Symposium) 241: 2-15, 1988.
3. Behrens F, Searls K: External fixation of the tibia. Basic concepts and prospective evaluation. J Bone Jt Surg 68-B: 246-254, 1986.
4. Egger E: Static strength evaluation of six external skeletal fixation configurations. Veter Surg 12 (3): 130-136, 1983.
5. Evans M, Tanner K: Analysis of single sided external fracture fixation. Engl Med 8: 133-137, 1979.
6. Fernández A, Masliah R: Alargamientos con fijador externo tubular AO. Pamplona, 1990; pp 56-59.
7. Fernández A, Masliah R: Fijador externo tubular AO en pierna. Montaje biplanar no transfijante. Arch Orthop Trauma Surg 104: 182-186, 1985.