

y no entrar en recidivas por no haber sido estudiado debidamente.

Es evidente que los colapsos intervertebrales producidos por lesiones discuales siguen siendo un problema de intensa preocupación en el ámbito ortopédico, llegando a tratar de solucionarlo, como por ejemplo en la actualidad se está intentando con prótesis discuales, tal cual lo están realizando en algunos lugares de Estados Unidos (Kostiuk) o en Francia (Lemaire, David).

También es de suma importancia el determinar con exactitud la zona a artrodesar puesto que es sabido por estudio biomecánicos realizados que el

disco vecino al área fijada al recibir los esfuerzos y carga de la zona inmóvil puede entrar en degeneración y ser una de las fuentes dolorosas.

Finalmente quiero decir que este trabajo pone en evidencia la importancia de realizar un diagnóstico correcto.

CIERRE DE DISCUSION

Dr. Iván Ayerza: Quiero agradecer al Dr. Rosito.

ISSN 0325-1578

Rev. Asoc. Arg. Ortop. y Traumatol., Vol. 56, Nº 2, págs. 147-157

8ª Sesión Ordinaria (14/7/1992)

Investigación mecánica y experimental del fijador externo HG

Dres. HORACIO F. MISCIONE*, JUAN PISTANI**, BIBIANA DELLO RUSSO*, RICHARD GEOGHEGAN*, Lic. ERNESTO O. MUÑOZ***, Ing. LUCIO D'AURO***, Dres. JORGE A. GROISO*, ALBERTO CID CASTEULANI*

Resumen: Presentamos el análisis dinámico y estático realizado en el fijador externo HG, tutor monolateral que cuenta con dos mordazas de presión para la colocación de clavos de Shanz articulados a un cuerpo telescópico que permite movimientos de compresión-distracción.

Nuestra investigación fue desarrollada en la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Mar del Plata y en la Facultad de Ciencias Veterinarias de la UBA.

Colocando el tutor HG en una máquina de tracción-compresión se disminuyó el momento flexor en la interfase hueso-clavo al colocar los clavos en configuración divergente o convergente.

La experiencia animal fue desarrollada en seis ovinos y un canino, reduciendo fracturas, o en elongaciones a ritmo de 1 mm por día con la realización de corticotomía, llegando en todos los casos a una buena consolidación.

Summary: We reported the dynamic and static analysis performed on HG external fixator, monolateral tutor with two clamps for Shanz pins support, articulated in a telescopic body with compression-distraction movements.

Our research was developed in the

* Hospital Nacional de Pediatría "Dr. Juan P. Garrahan", Brasil 1930, Buenos Aires.

** Cátedra de Cirugía, Facultad de Ciencias Veterinarias de la Universidad de Buenos Aires.

*** Instituto Nacional de Ciencias y Tecnologías de Materiales, Facultad de Ingeniería de la Universidad de Mar del Plata.

Engineering Faculty of the National University (Mar del Plata) and the Veterinary Science Faculty (UBA).

Testing HG in a traction-compression machine, we obtained diminution of the flexor component in bone-pin interfase, putting Shanz pins on divergent or convergent configuration.

We used six lambs and one dog for animal experience, in reducing fractures and coming out elongations using corticotomy and 1 mm/day of distraction with good consolidation.

INTRODUCCION

Como cirujanos ortopedistas hemos estudiado o vivido los dogmas de la compresión y de la rigidez a través de los tiempos. Sin duda la metodología de Ilizarov significó un cambio en nuestros conceptos.

Sus criterios sobre compresión-districción modificaron la idea de curación ósea y la estrategia terapéutica optimizando los resultados a expensas de la complejidad mecánica.

Cuando Peterson²⁰ afirma que un fijador externo debe poseer los requisitos básicos de ser sencillo, estable y seguro, enumera en forma práctica los conceptos dados por De Bastiani¹³, Lazo^{17, 18} y Cañadell²⁶ en sus estudios.

La multiplicidad de los proyectos y metodologías implica una búsqueda del método ideal. En esta búsqueda la sensación del que investiga es que todo es posible, pero no todo lo posible vale la pena llevarlo a cabo.

Los Dres. Lazo y Cañadell brindan por primera vez el concepto de fijador con dispositivo anticlapso permitiendo la biocompresión o dinamización elástica en un tutor monolateral. Una de las primeras publicaciones en donde se habla de la dinamización de un tutor a nivel de los clavos y su relación con la curación de las fracturas, relatadas con rigor científico, es la de Goodship en 1985¹⁵, y más tarde la de Cunningham en 1987²⁷. Explican cómo la dinamización de los tutores monolaterales provoca la curación en un hueso y

cómo ésta se realiza sobre sus clavos (Gráfico 1).

$$\delta b = \delta a \frac{B^3}{A^2 (3B - 2A)}$$

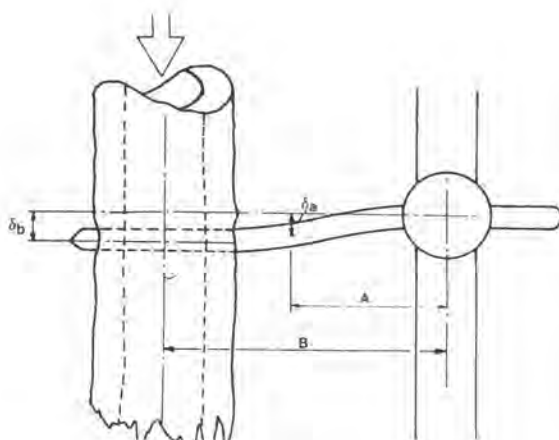


Gráfico 1

Nuestra hipótesis de trabajo se basó en el costo de dicha dinamización (osteolisis, aumento de las infecciones, etc.) pero también en los beneficios que otorga ese movimiento. En nuestro ensayo se provocó la dinamización sobre el cuerpo del fijador gracias a una toma diferente de los clavos.

En base a estos criterios y a los parámetros de diseño del fijador español LC y al fijador de Wagner, este trabajo propone un nuevo tutor que posea características dinámicas similares, pero al cual se sume las posibilidades de movimiento espacial amplio, como algunos de los modelos Orthofix, y el uso simultáneo tanto como fijador, compresor o elongador. Quizás el objetivo primordial fue la confección de un aparato sólido estable y versátil, con más de una función simultánea y especialmente de bajo costo operativo.

Fue así que se diseñó y ensayó el modelo que se presenta en este estudio y que lleva de nombre las siglas de nuestro hospital: tutor externo HG.

Los trabajos experimentales fueron realizados en los talleres del Instituto Nacional de Ciencias y Tecnología de Materiales de

la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Mar del Plata, y la experiencia animal en la Cátedra de Técnica Quirúrgica de la Facultad de Ciencias Veterinarias de la Universidad de Buenos Aires. La experiencia clínica fue llevada a cabo en el Servicio de Ortopedia del Hospital Nacional de Pediatría "Dr. Juan P. Garrahan".

MATERIAL Y METODO

Material

El fijador externo utilizado consistió en dos mordazas que toman dos o tres clavos colocados en forma convergente o divergente. Estas se encuentran ancladas a un dispositivo con cabeza en cono Morse con tratamiento superficial antideslizante que permite un radio de giro de las mordazas de 180 grados. Estas piezas se encuentran articuladas sobre una media nuez, como dispositivo intermedio, que a su vez posee una libertad de movimiento en otro plano de 40 grados. Por fuera de la mordaza se observa una tuerca que aprisiona el tornillo que asocia a todo el sistema; éste está realizado en acero extra-tenaz tratado térmicamente para fuerza de ajuste de 5 kg. Todo este equipo fijador independiente se ajusta al cuerpo central del tutor por un collar que permite un giro de 360 grados en otro plano espacial (Fig. 1).

El cuerpo central del tutor, de 26 cm de longitud y de sección anular de 2 cm de diámetro, es de aluminio resistente (0,5% a 10% de titanio, cromo, níquel, hierro y cobre) anodizado y endurecido superficialmente. Posee un perno central roscado con un dispositivo elongador con capacidad de elongar hasta 5 cm y desde donde es posible accionar el fijador. Este asegura movimientos de 0,25 mm por salto con un sistema de gatillo de seguridad que no permite movilización en tanto no sea liberado y registrado en los números correspondientes. Cuenta además con otro sistema de control dado por un pequeño tornillo de confianza en la regulación del movimiento parásito.

La pieza roscada permite la distracción o compresión, deslizando dentro del cuerpo cilíndrico, que a su vez contiene a los collares que deslizan sobre el cuerpo permitiendo una elongación máxima de 16 cm con el mismo fijador, con un peso completo de sólo 530 g en tamaño relativamente pequeño.

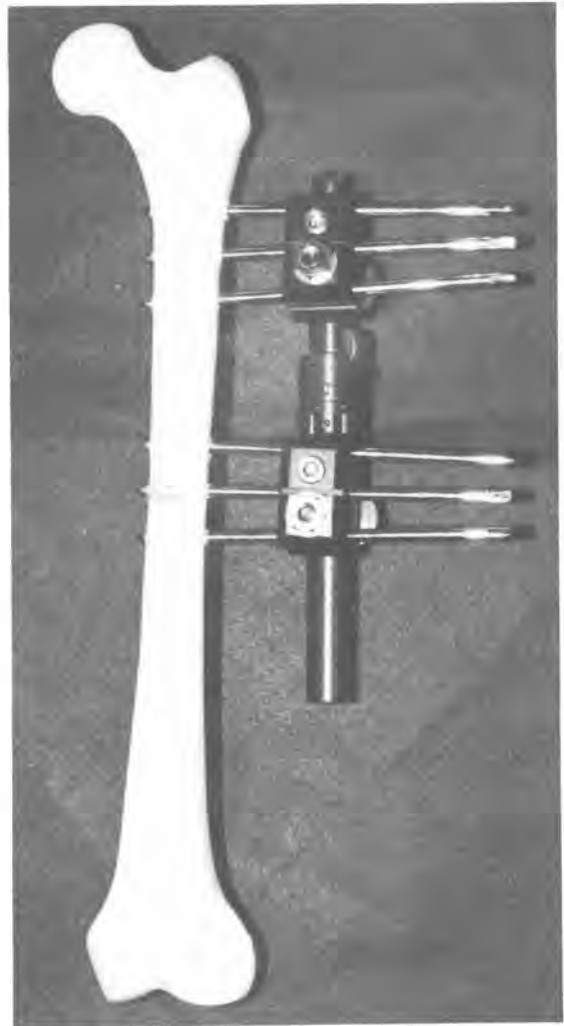


Figura 1

Esto se logra por medio de una pieza extra que se asocia a las mordazas. De esta manera, al cerrar la rosca y liberando uno de los collares se lo deja deslizar sobre el tubo elongador. Esta pieza independiente de fijación fue probada sin complicaciones y con sencillez en animales de experimentación (Fig. 2).

Todos los collares presionan con tornillos Allen, salvo aquel que cierra el sistema de mordazas que muerde los clavos.

El articulado de las piezas permite la movilidad del fijador en todos los planos para que una vez colocado se posicione en la forma deseada por medio de forceps de reducción, pudiendo obtener un cierre mínimo de 5 cm entre ambas mordazas para huesos pequeños.

En su interior el cuerpo del fijador posee un

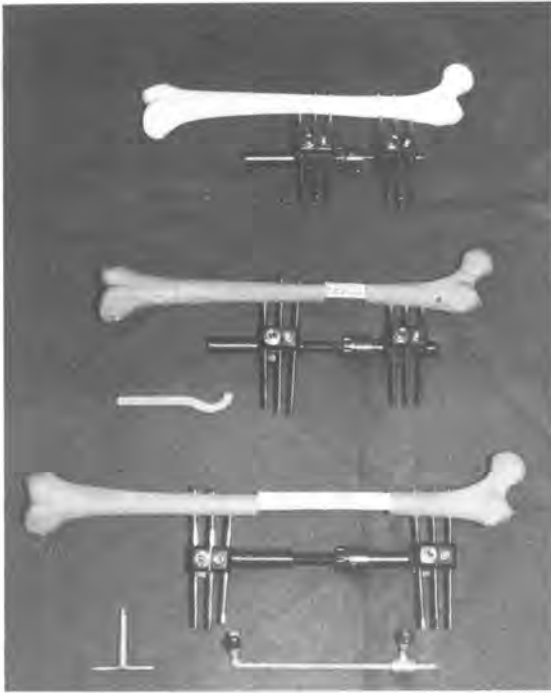


Figura 2

mecanismo de precarga axial dado por un resorte de extensión regulable de 0 a 40 kg, permitiendo regular su libertad entre 0 y 3 mm.

Los clavos usados fueron de acero inoxidable AISI 316/L, de sección circular permanente, y fueron colocados en las cuñas de las mordazas indistintamente en posición divergente o convergente de 3 grados.

Para la experiencia mecánica se utilizó una máquina de tracción-compresión marca Shimadzu, cuyas características son: media tonelada de carga máxima, velocidad de deformación constante y graficación automática (Fig. 3).

En la experiencia animal se utilizaron seis tutores en tibiae de ovinos cruzados que fueron sometidos a elongación y sacrificados con técnica especial para el estudio del material óseo. Se colocaron dos fijadores más en fracturas cerradas de húmero en caninos Gran Danés o Alano Alemán como experiencia clínica, para poder observar la evolución del hueso en forma alejada.

Método

Por medio de los ensayos biomecánicos se reprodujeron en el laboratorio las condiciones mecánicas a las que es sometido un fijador durante su uso. En particular las fuerzas provocadas sobre



Figura 3

el mismo por el paciente con su peso al caminar, o sea todo aquello que signifique carga axial.

En este estado de esfuerzos fue posible analizar con detalle los distintos componentes de la deformación sufrida por el tutor HG. Se realizó un ensayo con el montaje completo y otro de la mordaza con los clavos, lo cual permitió discriminar aquella deformación debida a los clavos de la producida por el cuerpo del fijador.

Para la performance del tutor HG comparativamente con la de otros fijadores se utilizaron criterios similares a los utilizados en otros trabajos científicos de reconocida relevancia en ensayos similares^{9-13, 21}.

Para la experiencia se utilizaron clavos de Schanz con pase de rosca cortical de 6,25 mm de diámetro uniforme, que fueron montados sobre dos barras de grillón de sección anular de 26 mm de diámetro exterior y 9 mm de diámetro interior a modo de simulador de hueso largo.

Se colocaron tres clavos por mordaza y se montaron las barras de grillón para permitir observar la deformación durante los ensayos. La distancia entre las barras y el fijador externo fue de 35 mm y se dio a las mordazas un torque de ajuste con llave dinamométrica de 5 kg.

Durante la realización de los ensayos sobre las mordazas y el cuerpo del fijador se bloqueó el resorte de extensión regulable. La carga se aplicó en forma cuasiestática axial en los extremos de las barras y el desplazamiento medido fue el neto registrado en los extremos exteriores de las barras donde se aplicó la carga, previendo que la defor-

mación de las barras fuera despreciable respecto de la de los clavos y el tutor.

Todo desplazamiento de los cabezales fue registrado automáticamente en el graficador y controlado con calibre. Los ensayos para poder observar el comportamiento del tutor ante la elongación se realizaron en posición cerrada del fijador, con apertura de 20 mm y con apertura de 40 mm.

Con el objeto de discriminar la deformación debida solamente a los clavos de la propia del fijador externo se ensayaron montajes individuales, disponiendo los clavos en configuración convergente o divergente.

Técnica experimental

Se configuró experimentalmente un sistema de armado tibial o humeral, tal como sería utilizado posteriormente en los animales. Para esto se montaron los clavos pasantes sobre las barras de grillón en una o dos vueltas y a propósito se separaron las mismas permitiendo la deformación durante el ensayo.

El cuerpo del aparato fue comprimido levemente antes del comienzo para eliminar los posibles huelgos del montaje y se inició el ensayo con la posición cerrada del fijador. Más tarde se repitió con 20 mm de apertura y posteriormente con 40 mm. La característica observada durante la prueba de carga-deformación nos determina (Gráfico 2), en las tres posiciones probadas y por separado, que el comportamiento es casi lineal en todo el rango de aplicación de la carga preestablecida.

Se pudo apreciar además que el conjunto se vuelve menos rígido en tanto y en cuanto aumenta el ragn de apertura del fijador externo, lo cual nos asegura, al ser constante, que su estructura no cede ante el esfuerzo aplicado en forma permanente.

De igual manera, al quitar la totalidad de la carga aplicada la deformación fue nula, aceptando así la elasticidad del cuerpo del fijador externo.

El Gráfico 3 muestra también las características de carga-deformación pero superponiendo la muestra de la rigidez del sistema de fijación exclusivamente con el resto de los componentes ya mostrados en los primeros gráficos.

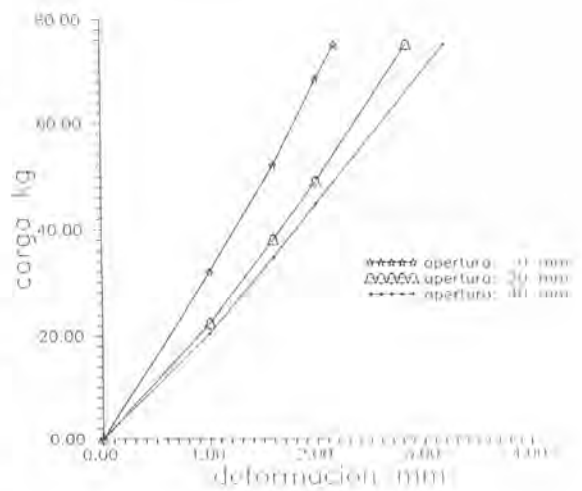


Gráfico 3

Así se aceptó que no hubo rotación en las mordazas durante las pruebas y se constató que la deformación atribuida a los clavos durante los ensayos de carga fue de aproximadamente el 30% de la total.

Cuando se graficó mediante las cargas de máquina la variación de la rigidez, en tanto aumentaba la apertura de todo el conjunto, tampoco se constató alteración de la estabilidad del fijador HG (Gráfico 4).

En el pensamiento y en la comprobación de que en todo fijador externo monolateral las cargas, o sea las fuerzas otorgadas por el hueso en su accionar, modifican los clavos y el propio cuerpo del fijador por el momento flexor, se posicionaron los clavos en divergente o convergente.

El objetivo de esta propuesta fue modificar la geometría intentando:

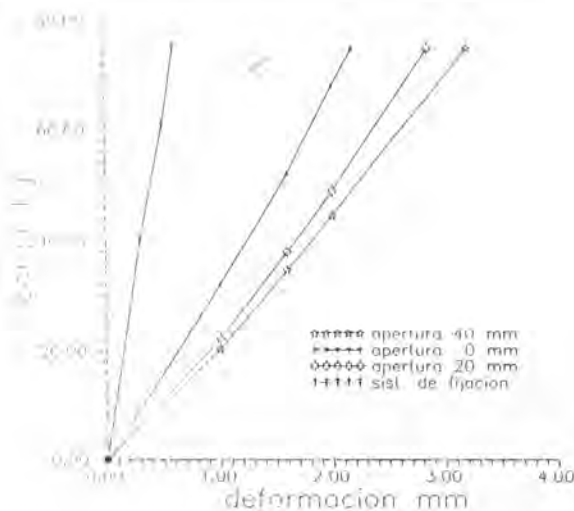


Gráfico 2

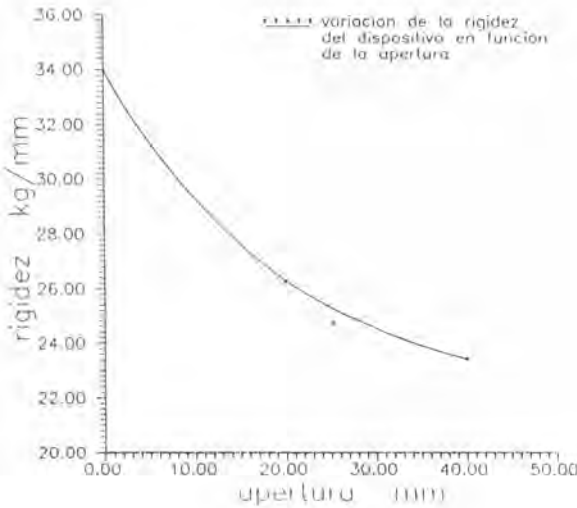


Gráfico 4

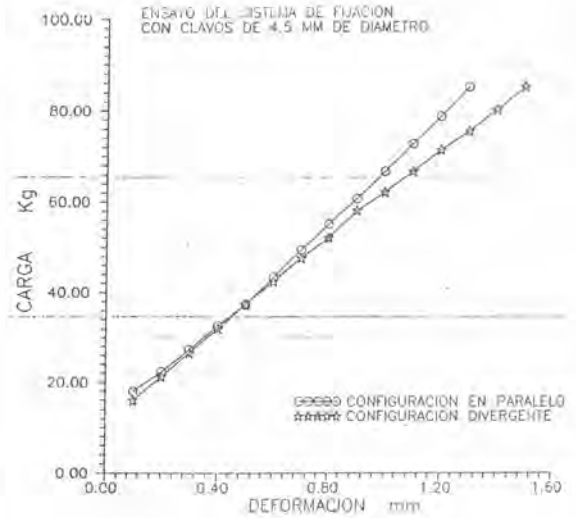


Gráfico 5

1) Minimizar el efecto de abisagramiento a expensas de los clavos, permitiendo al dispositivo del fijador controlar mejor la dinamización.

2) Lograr el paralelismo de las líneas de fuerza del sector a elongar con respecto al cuerpo del fijador.

3) Mejorar el grado de osteolisis dado por la interfase hueso-clavo, ya que ésta no dependerá solamente de la rosca, como en los clavos colocados en paralelo, sino que la variante agragada por la inclinación entre los mismos otorgará traba al sistema.

En las pruebas de carga se pudo observar que las variantes introducidas en la configuración de los clavos, al valorar la rigidez del sistema, no presentaron modificaciones significativas comparativamente con la configuración en paralelo (Gráfico 5).

Pero en las diferentes pruebas, en tanto se utilizaron clavos en posición divergente y con diámetro de 6,25 mm, el incremento de la rigidez del sistema fue del 100% con respecto a la utilización en paralelo y con clavos de 4,5 mm. Por lo tanto, nuestras experiencias nos demostraron que la posición y el calibre de los clavos estabilizan la flecha o deformación del fijador (Gráfico 6).

Se incluyó en este tutor el dispositivo dinamizador para disminuir la inclinación del fijador, sumándose al efecto de la posición de los clavos e intentado con el mismo regular la longitud y fuerza de dinamización en función de la carga a que se expone el sistema.

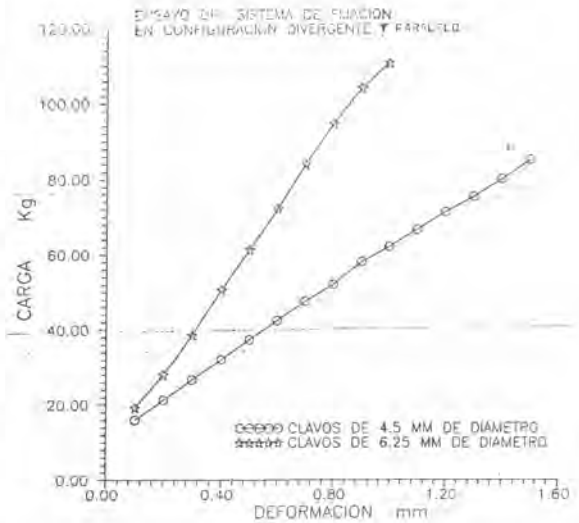


Gráfico 6

Técnica quirúrgica

Para la colocación del fijador externo se utilizó instrumental consistente en una máscara o tutor primario, similar al utilizado por otros fijadores externos pero realizado especialmente en virtud de que los clavos se posicionan opcionalmente en divergente, convergente o paralelo.

Se utilizaron camisas de protección para el pasaje de los clavos hasta el hueso, cuidando que las partes blandas no fuesen lastimadas por las espiras del clavo de Shanz.

Se realizó la colocación de los clavos en medidas de 6,2 mm y 4,5 mm, con espiral, corticales o esponjosas de acuerdo con la zona del hueso. El clavo tomó las dos corticales interna y externa con espiras y se utilizaron perforadores de bajas revoluciones, hasta 450 rpm y regulación de la potencia de torque para evitar la lesión ósea por fricción.

De cada mordaza se colocaron primero los clavos centrales que se ubicaron perpendicularmente al hueso, para luego, a través de la máscara, pasar los otros dos clavos convergentes o divergentes. El ajuste de torque de las mordazas fue realizado con llave dinamométrica con 5 kg de torque.

Se tuvo especial cuidado en la relación de la máscara con la piel luego de colocado el primer clavo, ya que esto marca la distancia ideal para que luego el tutor calce perfectamente sin forzar los clavos en su divergencia.

Una vez instalado el fijador externo con los clavos colocados, se realizó, en el caso de los animales sometidos a elongación, osteotomía percutánea prolija o corticotomía y compresión del tutor, utilizando el sistema de callotaxis descrito por De Bastian y colaboradores¹³.

Se realizó la comprobación radiológica postquirúrgica de la posición de los clavos en las corticales óseas y de la compactación de la osteotomía.

Se eligieron para los ensayos experimentales ovinos cruzados, porque ya existía experiencia sobre pruebas similares en animales de esta especie en trabajos sobre fijadores externos y porque los parámetros clínicos conocidos hicieron más sencilla la determinación de las alteraciones patológicas que pudiesen influir en el desarrollo de la investigación. Esta especie es resistente a las infecciones y es de fácil manejo por su docilidad, bajo costo inicial y de mantenimiento.

Se trabajó con animales entre uno y tres años de vida. Estos poseían cartílagos cerrados luego del año de edad y no superaban los tres años, edad en la que, por la forma extensiva de crianza en nuestro medio, presentan cristalización con facilidad.

En los ovinos el centro de gravedad se encuentra desplazado hacia el tren posterior. De esta manera no menos del 60% del peso es soportado por los miembros posteriores si bien no son una comparación ideal con respecto a la mecánica de la marcha humana, sus miembros posteriores se asemejan mucho más a los miembros inferiores del humano que sus miembros anteriores.

En los ovinos, debido a la doble función de los miembros posteriores de sostén y de palanca, exis-

te un cambio de ángulo en las articulaciones. El fémur se encuentra a 40 grados con respecto al raquis, en tanto la bitia se halla entre los 60 y 80 grados con respecto a la horizontal.

Además en la tibia las fuerzas musculares y el sostén del peso corporal trabajan en forma similar al hombre. Por todo esto elegimos la tibia en su cara anteromedial para la colocación del fijador HG. La cara anteromedial de la tibia se encuentra separada de la piel por una delgada capa de tejido subcutáneo, impidiendo que cuando el animal adopta el decúbito postquirúrgico el tutor no contacte con el suelo ni se realicen presiones sobre los clavos.

En teoría existen 164 fórmulas de pisadas y los animales usan habitualmente 118. En todas estas fases el peso del cuerpo está sostenido por lo menos por tres miembros, en tanto al incrementar la velocidad es sostenido alternativamente por tres o dos miembros laterales o diagonales.

En nuestro estudio, la biocompresión resultaba fundamental; por lo tanto, para disminuir la complejidad del estudio y estimular el apoyo cuadrúpedo, se mantuvo al animal en boxes de 3 por 2 metros con piso de viruta de madera, para evitar alteraciones en los aplomos.

Se utilizó para su cirugía narcosis basal con anestesia epidural, previo ayuno de 24-48 horas.

En tanto la experiencia clínica fue realizada en la Clínica de Pequeños Animales del Hospital Escuela de Medicina Veterinaria en un animal de raza Gran Danés de siete meses de vida con fractura cerrada de ambos húmeros. La derecha con trazo oblicuo y la izquierda multifragmentaria. El animal pesaba 50 kg y, a diferencia de otras razas pequeñas, a ésta le es imposible deambular con sólo los miembros posteriores.

Esto facilitó el estudio de estabilidad, ya que desde el primer momento su apoyo fue cuadrúpedo y su incorporación rápida.

DISCUSION

La idea básica en la construcción de este fijador externo fue el desarrollo racional de un aparato que cumpliera los requisitos de facilidad en su colocación, estabilidad en las diferentes configuraciones, sencillo y seguro manejo por parte del paciente para elongar o comprimir.

La biomecánica del aparato de Iliza-

rov^{4, 8, 14} fue revolucionaria, ya que otorga la posibilidad de realizar indistintamente compresión o distracción con un solo fijador externo, muy importante en nuestro medio teniendo en cuenta la relación costo-beneficio para nuestras instituciones. Suprime los movimientos parásitos por su especial conformación circular que otorga estabilidad ante la fuerza flexora del hueso, da facilidad para correcciones axiales en más de un plano y dinamización espontánea no regulable por medio de sus finas agujas.

Sin embargo en la metódica de Ilizarov¹⁴ es necesaria una gran experiencia y conocimientos estrictos de su biomecánica para obtener resultados satisfactorios y el paciente puede encontrar incómodos sus grandes armados.

En nuestro criterio las condiciones ideales que debe reunir un fijador externo son las de poseer facilidad y sencillez en su colocación, adaptarse a la toma de pequeños fragmentos óseos, ser versátil tanto para moverse en todos los planos del espacio como para obtener solidez una vez lograda su ubicación. Acercarse dentro de sus posibilidades a la elasticidad axial propia del hueso de acuerdo con los conceptos dados por Ilizarov y Lazo^{4, 8, 14} sobre dinamización biológica y finalmente ser descartable luego de utilizado, con lo cual los costos de producción disminuyen significativamente, hecho que implica enorme importancia en nuestro medio.

En la experiencia animal se intentó comprobar por la producción del callo de los animales sometidos a elongación el método de la sección ósea. Fue así que se realizó corticotomía y osteotomía percutánea, dividiéndola en dos grupos de tres tibias sometidas a elongación. Se realizó entonces inyección intraesponjosa metafisaria distal en la tibia prequirúrgica para observar la permeabilidad del canal medular y, una vez sometido el animal a la colocación del fijador, se repitió el procedimiento con el mismo trocar colocado en el sector esponjoso metafisario.

Este sencillo método utilizando sustancia de contraste por inundación de la esponjosa y drenaje a través del canal medular y del retorno venoso, fue reiterado cada cuatro semanas, en tanto se sometía el hueso a

elongación. Nos permitió valorar la calidad del callo óseo, el tiempo de aparición del mismo luego de haber sido sometido el hueso a callotaxis.

Las conclusiones observadas fueron las siguientes (Figs. 4 y 5):



Figura 4



Figura 5

— La circulación endomedular fue interrumpida tanto en osteotomía prolija como en la corticotomía.

— Al comenzar el décimo día, la elongación a un ritmo de 1 mm por día, en cuatro saltos de 0,25 mm gracias al sistema de seguridad que posee el tutor HG, se mantenía la interrupción del pasaje de contraste a través del canal medular pero se observaba rica vascularización perióstica.

— La vascularización se mantuvo envolviendo al callo durante toda la elongación, asegurando la presencia de un callo completo, sin interrupciones aun en la interfase central del callo, donde no se veía hueso radiológicamente (zona de neoformación).

— Aumentó la vascularización y la observación de callo completo, en tanto el tutor fue dinamizado y el hueso elongado.

— Una vez retirado el fijador externo por haber completado la elongación y corticalización del hueso, se repitió el procedimiento y se observó una lenta y progresiva recanalización del canal medular. Las características del callo fueron completas y la vascularización pericallo intensa.

Las tibias fueron sometidas a una elongación media de 5 cm, observando en la experiencia retardo en la aparición de la osteolisis en el sitio de entrada de los clavos, en tanto la posición de los clavos fuese divergente. Hubo demora en el corte de la piel sometida a elongación tanto en la posición divergente como convergente comparativamente con otras experiencias realizadas en animales con fijadores con clavos en paralelo.

La posición convergente de los clavos facilitó la toma con solidez de pequeños sectores óseos vecinos a la metafisis.

Las complicaciones observadas fueron la presencia de infección en algunos de los clavos y la fractura de una de las tibias por encontrarse la sección ósea muy cercana a la toma del clavo divergente.

En uno de los animales hubo que completar la osteotomía elongando el fijador externo al constatar en la radiografía postquirúrgica la sección incompleta del hueso, para luego someterlo nuevamente a callositas.

Todas estas observaciones durante los ensayos nos permiten deducir con respecto

al callo que en tanto y en cuanto un fijador externo sea estable y pueda dinamizarse a través de su cuerpo, la osteotomía o corticotomía no influye en la formación del callo.

Comparando las pruebas mecánicas de los clavos convergentes o divergentes, los ensayos animales mostraron sencillez en su colocación, solidez en las tomas óseas y facilidad para el manejo de las partes blandas.

CONCLUSIONES

La idea básica, al construir el tutor HG utilizando las formas observadas en los aparatos de Ilizarov^{4, 29} aparatos de Ilizarov^{4, 28}, en el fijador externo LC^{17, 18, 27}, en el Wagner²⁵ y en algunos de los modelos del fijador Orthofix, fue compaginar un tutor externo dinámico, móvil en todos los planos del espacio, liviano, sólido, posible de usar en diferentes patologías y fundamentalmente de bajo costo.

A nuestro criterio las indicaciones del fijador externo HG podrían ser las fracturas inestables de huesos largos sin conminución, las fracturas estables en pacientes con traumatismo de cráneo o con graves heridas de partes blandas que requieren estabilización con facilidad para el cierre cutáneo, la pseudoartrosis donde es necesaria la compresión mono o bifocal, los transportes en pérdidas de sustancia ósea de no más de 6 cm y las elongaciones óseas sin corrección axial que no superen los 14 cm de longitud o aquellas en donde la corrección axial pueda hacerse en un primer tiempo intraquirúrgico y luego elongar.

Este es un informe preliminar referente a la solidez y estructura del fijador externo y creemos que los ensayos deben continuar buscando perfeccionar la sistemática de las elongaciones, la dinamización del fijador con respecto al hueso y la estabilización de las fracturas complejas.

BIBLIOGRAFIA

1. Aldegheri R, Trivella G, Lavini F: Epiphyseal distraction, condrodiastasis. *Clin Orth* 241: 117-127, 1989.
2. Aldegheri R, Renzi Brivio L, Agostini S: The callotaxis method of limb lengthening. *Clin Orth* 241: 137-145, 1989.
3. Badova D: Bioestática y biomecánica. Salvat Ed.
4. Bagnoli G: The Ilizarov method. BC Decker Inc, Toronto, 1991.
5. Barquet A et al: Fijador externo tubular ASIF-BM, su aplicación en pierna. Comunicación preliminar. *Acta Ortop Latinoam XVI*: 60-68, 1989.
6. Behrens F: General theory and principles of external fixation. *Clin Orthop* 241: 15-23, 1989.
7. Behrens F, Johnson W: Unilateral external fixation. *Clin Orthop* 241: 48-55, 1989.
8. Bianchi-Maiocchi A, Marti González JC: Osteosíntesis. Técnica de Ilizarov. Madrid, 1990.
9. Carpenter LG, Egger EL: In vivo strain gage monitoring of unilateral fixator stabilizing a canine tibial gap osteotomy. Department of Clinical Sciences and Mechanical Engineering. Colorado State University. Fort Collins, Colorado 80521, USA.
10. Chao EYS: The effect of early axial dynamization of external fixation on healing of a delayed union model. Biomechanics Laboratory, Department of Orthopedics, Mayo Foundation, Minnesota 55905, USA.
11. Chao EYS, Aro H, Markel D: Recent biological and biomechanical studies related to fracture healing under static and dynamic external fixation. Orthop Lab Mayo Clinic, Mayo Foundation, Rochester, Minnesota 55905, USA.
12. Chao EYS, Hein Todd J: Mechanical performance of the standard Orthofix external fixator. *Orthopedics* 11: 1057-1069, 1988.
13. De Bastiani G, Aldegheri R, Renzi Brivio L, Trivella G: Dynamic axial fixation. *Orthopedics* 10: 235-272, 1989.
14. Fleming B, Paley D, Christiansen et al: A biomechanical analysis of the Ilizarov external fixator. *Clin Orthop* 241: 95-105, 1989.
15. Goodship A, Kenwright J: The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fracture. *JBJ* 67-B: 650-655, 1985.
16. Hardy JM, Kojock K, Borrienne F: ¿Se puede utilizar racionalmente el método de Ilizarov? *Rev Ort y Traum Iberoamer* 33 (5): 555-570, 1989.
17. Lazo J, Aguilar F, Mozo F et al: Biocompresión, un principio diferente en el tratamiento de las fracturas. *Rev Ort y Traum Iberoamer* 24 (1), 1980.
18. Lazo J, Aguilar F, Mozo F et al: Biocompression external fixation. *Clin Orthop* 206: 169-184, 1986.
19. Matsushita, Kurokawa: Is compression an essential mechanical factor in stimulating bone healing. Department of Orthopaedic Surgery. Faculty of Medicine, University of Tokyo.
20. Peterson H: Evolución de las elongaciones. Conceptos y Técnicas. Pamplona, 1990.
21. Sensino Revuelta M, Manuzi MA, Herrero J et al: Nuevo fijador externo en cirugía ósea experimental. *Rev Ort y Traum Iberoamer* 33 (5): 551-554, 1989.
22. Sisson S, Grossman J: Anatomía de los animales domésticos. Salvat, Barcelona, 1961.
23. Sullius KE, McIlwraith: Evaluation of two types of external fractures in foals. *Veterinary Surgery* 16 (4): 255-264, 1987.
24. Vidal J: External fixation. Yesterday, today and tomorrow. *Clin Orthop* 180: 7-13, 1983.
25. Wagner H: Operative lengthening of the femur. *Clin Orthop* 136: 125-142, 1978.
26. Lazo J, Cañadell J: Fijador externo LC. Elongación ósea. Pamplona, 1990.
27. Cunningham J, Evans M, Beanis A, Kenwright J: Annual report of the Oxford Orthopedic Engineering Center, 1987, pp 65-69.
28. Ilizarov G: Transosseus osteosynthesis. Springer-Verlag, 1992.

COMENTADOR

Dr. MARIO LAMPROPULOS

Motiva la presentación de los autores comunicar acerca de los resultados obtenidos a través de la investigación y utilización en ovinos (de 1 a 3 años) de un nuevo modelo de tutor monolateral multidimensional.

Coincidimos básicamente en los siguientes principios enumerados:

a) Referente a la circulación endomedular se ha observado en trabajos realizados en carneros por Arrien y Cañadell¹; la interrupción de la misma, sin tener efectos posteriores sobre el callo de elongación. Confirmando lo mencionado, no debe olvidarse el trabajo experimental realizado en perros por Christian y Delloye² incluyendo cera y cemento acrílico endomedularmente, observándose que la calidad del callo óseo no se modificaba.

b) En relación con la aspersión de la osteolisis en el sitio de entrada de los clavos, hemos notado una disminución de la misma con los tornillos cónicos originales del tutor modelo Orthofix. Cuando utilizábamos el tutor de Wagner con tornillos cilíndricos los fenómenos de aflojamiento eran más frecuentes, confirmado experimentalmente por David Halsey y colaboradores³.

c) La corticotomía la realizamos habitualmente a 1 cm del último tornillo, dado que realizándola más próxima notábamos aflojamiento, infección del mismo y angulación del callo de elongación.

En las demás conclusiones de índole experimental coincidimos en su totalidad, confirmadas por trabajos de varios autores de la literatura internacional (Lazo⁵, Cañadell¹, Kenwright⁴, etc.).

Como dato de interés, últimamente estamos realizando una densitometría ósea focal previa a la extracción del tutor, monitorizando el callo óseo, para evitar la extracción precoz del mismo y evitar

la fractura, angulación o "telescopaje" del callo de elongación.

Desde 1987 nosotros utilizamos tutores en las elongaciones óseas (desde 1990 el modelo Orthofix), obteniendo muy buenos resultados. El tutor presentado por los autores reúne en la experimentación animal condiciones de fácil manejo y versatilidad en las correcciones axiales y una modificación en la dinamización que impresiona interesante. El tiempo y la utilización en la práctica diaria permitirán obtener conclusiones finales al respecto.

Bibliografía

1. Arrien A, Cañadell J: Estudio comparativo de las osteotomías a cielo abierto y percutáneas en la elongación ósea. Tesis. Universidad de Navarra, Pamplona, 1986.
2. Delloye C et al: Bone regenerate formation in cortical bone during distraction lengthening. Clin Orthop, January 1990.
3. Halsey D et al: External fixator pin design. Clin Orthop, May 1992.
4. Kenwright J, Goodship A: The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fracture. JBJS 67-B: 650-655, 1985.
5. Lazo ZBlkowsky J: Biocompression sliding external fixation. Clin Orthop 106: 169-184, 1986.

CIERRE DE DISCUSION

Dr. Horacio Miscione: Quisiera agregar, a los comentarios del Dr. Lamprópulos, que debemos agradecer a un grupo de empresarios que fueron los que soportaron nuestra investigación, cosa que no es común en nuestro país, quienes creyeron que era de importancia nuestro trabajo.

ISSN 0325-2578

Rev. Asoc. Arg. Ortop. y Traumatol., Vol. 57, N° 2, págs. 157-162

8ª Sesión Ordinaria (30/6/1992)

Utilización de fijador axial en fracturas expuestas

Dr. J. DANIEL GHIRAGOSSIAN*

Resumen: Se presenta la experiencia en el tratamiento de 24 fracturas expuestas tratadas entre 1988 y 1991 mediante fijador axial dinámico Orthofix. La edad de los pacientes osciló entre los 6 y los 45 años, con un promedio de 27 años. El 75% correspondió a accidentes automovilísticos.

Los resultados del tratamiento presentaron consolidación completa en 91% del

total, 4,1% retardo de consolidación y 4,1% requirió la colocación de injerto liofilizado.

Las complicaciones observadas fueron osteólisis de los clavos en 6 casos y secreción superficial que no requirieron tratamiento, y dos desviaciones axiales que requirieron corrección.

Summary: Open fractures treated between 1988 and 1991 are presented; 24 regrent wire related with external dynamic Orthofix fixator. Patients ranged between 6 and 45 years, mean age 27 years, 75% were car accidents.

* Av. Santa Fe 2687, P.B., (1425) Capital Federal.