

INVESTIGACIÓN

Clavo hidráulico de elongación

DIEGO LUIS VEGA LAIUN, JULIO CHAVIN y MIGUEL BUSQUET

Departamento de Anatomía, Facultad de Medicina, Universidad de Buenos Aires

RESUMEN

Introducción: Los autores diseñaron y probaron un prototipo conceptual de clavo endomedular. El estudio se divide en dos etapas: la primera describe el desarrollo, diseño, funciones y aplicaciones de un nuevo concepto de clavo endomedular acerrojado hidráulico elongable de fémur confeccionado en acero quirúrgico AISI 304 (cromo-níquel 18/8), también se describe un cabezal hidráulico del mismo material que se acopla a los implantes ya existentes; y la segunda etapa, la colocación en especímenes.

Materiales y métodos: El nuevo clavo halla su plena aplicación en la elongación femoral mediante un sistema hidráulico controlado y logra una elongación máxima de 5 cm. El implante es sometido a diversas pruebas de carga y deformación en el laboratorio, lo que determina la viabilidad del concepto. A fin de simular el comportamiento del implante y las posibles fallas en un organismo vivo se pasó a la segunda etapa, que consistió en la aplicación del implante a fémures de bovinos (fémures extraídos y mantenidos según normas preestablecidas). El set de colocación es una adaptación en escala de los utilizados habitualmente en seres humanos, a fin de poner a prueba la versatilidad y aplicación del implante mediante métodos conocidos por la mayoría de los profesionales.

Conclusiones: Según nuestros resultados, este nuevo sistema de elongación es suficientemente seguro, estable y eficaz para ser aplicado en especímenes vivos.

PALABRAS CLAVE: Clavo. Fémur. Hidráulico. Elongación.

ELONGATION HYDRAULIC NAIL

ABSTRACT

Background: The author and collaborators designed and

tested an intramedullary nail conceptual prototype. The study was divided into two stages. The first phase involved the development, design, functioning and application of a new kind of femoral elongation hydraulic-locked-intramedullary nail made of AISI 304 surgical steel (chromium-nickel 18/8). It also included the description of a hydraulic cap made of the same material, which adapts to already existing implants.

Methods: This new nail matches the performance of the ordinary ones, and attains femur elongation through a controlled hydraulic system, yielding a maximum 5cm-bone elongation. This new method would make it possible to replace the awkward and painful external-fixation procedure that is currently used for femoral lengthening. The implant has undergone a number of load and deformation laboratory tests that proved the concept feasible. The second stage intended to simulate the implant's performance inside a living organism and to identify any possible flaws. The implant was applied to the femur of bovine animals (femurs removed and stored according with the established rules). The implanting set is a scale sample of the ones generally used with human beings, and the objective was to test the implant's versatility and application through methods familiar to most professionals.

Conclusions: According to the results of the study, this new elongation system is sufficiently safe, stable and effective to be used in live creatures.

KEY WORDS: Nail. Femur. Hydraulic. Elongation.

El enclavado intramedular ha demostrado su eficacia, versatilidad y sencillez en el tratamiento de fracturas diafisarias de los huesos largos, sobre todo en el fémur y la tibia.^{1,3,5}

Las cualidades y ventajas anatómicas que brinda esta técnica han llevado a través de las diversas generaciones de clavos a ampliar el abanico de patologías que pueden ser tratadas con esta modalidad.^{2,7,8,14}

Sin embargo, encuentra limitaciones en el tratamiento de patologías que producen una pérdida importante de te-

Recibido el 21-8-2003. Aceptado luego de la evaluación el 18-11-2003.

Correspondencia:

Dr. DIEGO L. VEGA LAIUN

Marcos Sastre 5331

(1408) - Buenos Aires, Argentina

E-mail: vegalaiun@yahoo.com

jido óseo (osteomielitis, tumores, fracturas expuestas o conminutas).^{4,6,9,13,16,18}

Para el tratamiento reconstructivo de miembros en esas circunstancias se continúa recurriendo a los métodos de fijación externa que permiten una manipulación activa, controlada y mensurada.^{10,11} Como objetivo nos propusimos hallar un método de elongación de miembros diferente del empleo de tutores externos, para lo cual hemos tenido en cuenta lo siguiente:

Hallamos que sería mucho más eficiente trasladar el brazo del momento de la fuerza hasta la cavidad medular; que sería beneficioso en cuanto a la tolerancia al tratamiento si redujéramos los dispositivos externos, esto último también aplicable a los clavos de Schanz; y finalmente lograr un fidedigno, y confiable sistema de control externo que nos permita manipular el hueso como si todo lo anterior estuviera presente. De ello se desprende que el implante ideal debería estar ubicado a nivel endomedular,^{15,17} que no podríamos utilizar ningún tipo de dispositivo rígido que conecte el implante al sistema externo y que su diámetro debería ser pequeño. Por otro lado, nos pareció que el sistema más preciso de transmisión de fuerza sería el hidráulico, dada la característica de incompresibilidad de los líquidos.

Comenzamos entonces el diseño del implante mediante el Programa de Diseño Asistido por Computadora AUTOCAD versión 2001i.

Materiales y métodos

1. Implante

El material por utilizar sería el ampliamente probado acero quirúrgico AISI 304. De los ensayos y prototipos, dos fueron considerados los más viables. En principio se buscó una adaptación a los clavos convencionales que se encuentran en el mercado y se confeccionó el "cabezal modular hidráulico de elongación" que cuenta con la ventaja de ser más pequeño, y puede ser colocado y extraído con adaptadores al mismo set de colocación del clavo a acoplar y cuyas desventajas son que contiene más piezas y que la interfaz de acople con los diversos clavos es un punto de debilidad aleatorio de acuerdo con el material de cada implante. Por tales inconvenientes, este prototipo conceptual no ha sido aún sometido a pruebas en el laboratorio.

El otro dispositivo es el "clavo hidráulico de elongación"; de esta manera se confeccionó directamente todo el clavo como nuevo diseño. Al igual que el cabezal, la inserción de este clavo puede realizarse con sets de colocación estándar disponibles en el mercado utilizando la misma vía de abordaje. El material hidráulico utilizado es solución fisiológica. El acerojado se efectuó con cerrojos comunes de 4.0, con rosca en cortical proximal.

El dispositivo de elongación-compresión externo es una jeringa roscada del mismo material y diámetro; el paso de rosca es milimétrico, de manera que por cada vuelta de la jeringa el clavo elonga 1 mm. Como método de conexión se utilizó una manguera de poliamida de alta resistencia de 4 mm de diámetro externo sin malla metálica; el sistema es presurizado. Se

consideró como requisito que la inserción del implante sea compatible con sets de colocación disponibles en el mercado con dos adaptadores: uno para la rosca de inserción-extracción, otro para el acerojado proximal que pasa de ser central a excéntrico (pero no en medialuna). En el diseño se contemplan en forma prioritaria los mecanismos de rescate en caso de falla de los diversos componentes (Figs. 1, 2 A y B, 3 y 4).

2. Especímenes

El estudio se realizó en hueso bovino, ya que presenta las siguientes características favorables:

- Conseguir los especímenes es más sencillo y económico que obtener los huesos sintéticos utilizados en las casas de ortopedia.
- El tejido orgánico fresco tiene características particulares e irreproducibles por otros materiales.
- Su diámetro es adecuado para la utilización de clavos endomedulares de 12-15 mm de diámetro.
- Es posible obtener lotes de animales parejos en cuanto a edad, tamaño, peso y tipo de alimentación administrada, sexo, etc.
- Los animales obtenidos han pasado en forma satisfactoria los análisis y requisitos dispuestos por el SENASA y son aptos y seguros para su manipulación.

La totalidad de los especímenes se obtuvo de animales recién sacrificados a los que se les extrajeron los tejidos blandos y fueron almacenados en bolsas plásticas a -20° C. En el momento de ser utilizados se llevaron a temperatura ambiente en solución fisiológica¹² (Fig. 5 A y B).

Técnica de estudio

Del implante aislado

Pensamos que sería importante someter la estructura ensamblada bajo cargas de diversa magnitud, dirección y vector, sobre un banco de pruebas adaptado ad hoc, que consistía en dos presas: un torquímetro y un manómetro. Este último fue adaptado mediante un empalme de triple vía a la manguera. De esta forma se podría averiguar cuáles serían los dispositivos o acoples críticos dentro de la estructura. Las pruebas fueron realizadas en la elongación máxima del clavo (Delta 5 cm), en la cual sería más vulnerable y los brazos de palanca alcanzan el máximo.

El primer paso fue el sometimiento a sobrecarga en elongación máxima girando la jeringa roscada en forma manual forzada. Luego se continuó con el resto de las pruebas.

Colocación del clavo en los especímenes

Descongelado de 8 especímenes de fémur de bovino a temperatura ambiente en solución fisiológica. Clavo en posición de elongación máxima sin contacto entre corticales de los huesos osteotomizados con una presión constante de 14 kg.

Se pasó a la introducción del implante en huesos osteotomizados a 5 cm a distal del trocánter menor, se fresó hasta 13 mm distal, 15 mm proximal. El acerojado se realizó con las guías calibradas a tal efecto. La escasa longitud de estos preparados

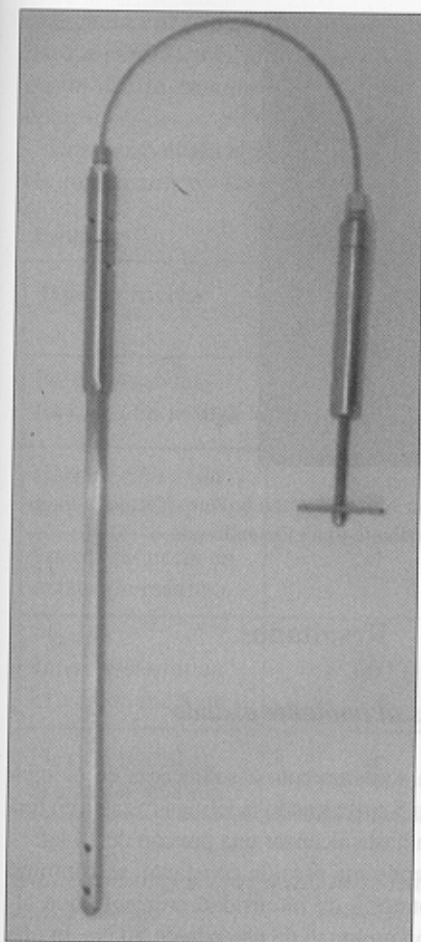


Figura 1. Se observan todos los componentes del dispositivo ensamblados y presurizados, jeringa rosacada, manguera de poliamida, válvulas, clavo telescópico.

Figura 2. Clavo en fabricación:
A. Detalle del extremo distal del clavo. Los orificios de los cerrojos en su parte plana hacen más fácil la introducción de éstos.
B. El clavo muestra la proporción y el ensamblado de sus distintos componentes (aún no se le labraron los orificios de los cerrojos).

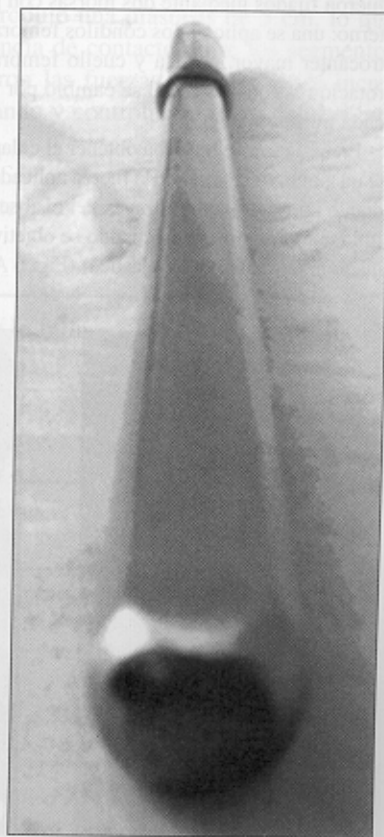
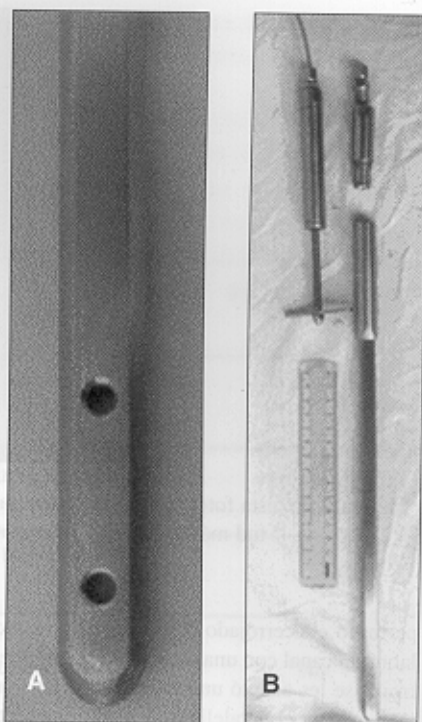


Figura 4. Clavo en fabricación. Biselado del émbolo con su correspondiente acople.



Figura 3. Detalle del acople del telescopado, esta es la parte esencial del diseño. Nótese cómo con escasos componentes se logra un émbolo antirrotatorio de alta resistencia y un sistema hidráulico de elongación en un espacio limitado. Las tres piezas fueron torneadas minuciosamente y se logró un acople hermético y una calibración de alta precisión y resistencia.

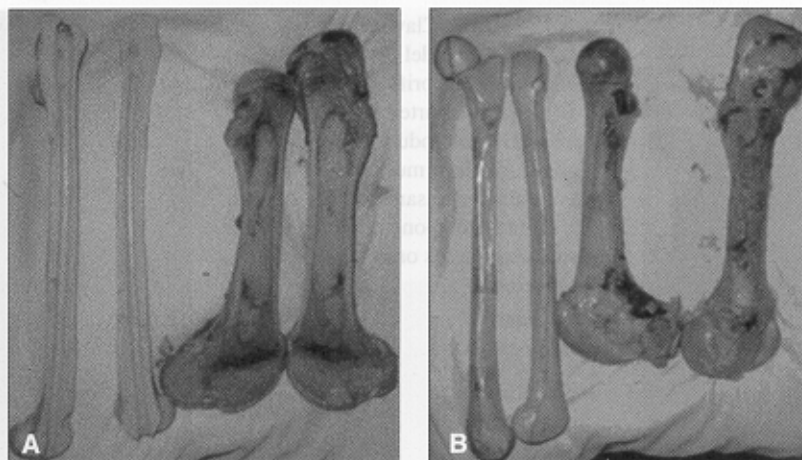


Figura 5. En esta fotografía se observan las diferentes proporciones que guardan un fémur humano y uno bovino. Nótese la longitud más corta del espécimen animal, lo que facilitó su acerrojado distal mediante una guía calibrada.

permitió el acerrojado distal con esta técnica sin dificultad. Se labró un canal con una mecha de 3,5 mm de diámetro. A los cerrojos se les adaptó un sistema de extensión del lado proximal para evaluar el paralelismo y el acortamiento.

Los clavos fueron sometidos de a pares a cargas rotatorias, compresivas y angulares. De esta manera se objetivó la resistencia del implante respecto de la interfaz implante-cerrojo-hueso a través de sus respectivos brazos de palanca. Los especímenes fueron fijados mediante dos morsas con protector de caucho interno: una se aplicó a los cóndilos femorales, la otra a través del trocánter mayor, cabeza y cuello femoral. Para las pruebas de rotación la fijación distal se cambió por una barra de acero roscada transcondílea.

En este caso se buscaba obtener el colapso del sistema mediante un aumento gradual de la fuerza aplicada. Esta fue estimada mediante un torquímetro a través del cual se aplicó la fuerza. Se definió como punto crítico cuando se objetivó aflojamiento o deformación permanente (no elástica) (Fig. 6 A, B, C y D).

Resultados

Cargas aplicadas al implante aislado

Se comenzó con sometimiento a sobrecarga en elongación máxima (Delta 5 cm) girando la jeringa roscada en forma manual forzada hasta alcanzar una presión de 14 kg.

Luego, manteniendo esa presión constante, se continuó con una fuerza rotatoria de intensidad creciente que alcanzó los 18 kg con un brazo de palanca de 50 cm en que se observó que el acople plano del sistema del telescópado se descalibró. En ese momento se dio por finalizada esta etapa. Se calibró el acople y se continuó con el resto de las pruebas del mismo modo. Luego, se continuó aplicando presión al sistema hidráulico mediante una prensa hidráulica hasta alcanzar una presión de 45 kg en la que la

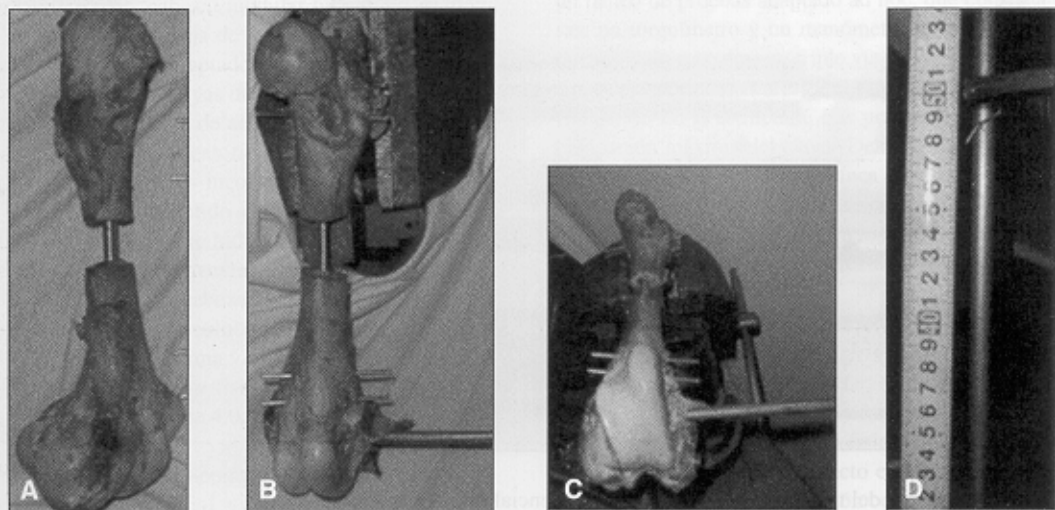


Figura 6. A, B, C y D. El implante es introducido en los especímenes osteotomizados a 5 cm distal del trocánter menor y sometido a diversas pruebas de carga en elongación máxima.

manguera colapsó en su unión con la válvula de la jeringa. La pérdida total del líquido hidráulico fue estimada en un cuarto de centímetro cúbico en el momento del colapso.

Una vez hallado el punto crítico del sistema hidráulico (la manguera) no se continuó con pruebas destructivas

por separado del resto de la estructura hidráulica, ya que el implante es un prototipo conceptual y el objetivo era demostrar que el concepto funciona.

El resto de los valores hallados se presentan en la tabla 1. Una vez obtenidos esos resultados se calibró el telescopado y se cambió la manguera.

Tabla 1.

Tipo de fuerza	Brazo de palanca (cm)	Intensidad (kg)	Localización de la falla	Fuga de líquido
Presión manual forzada con jeringa	6	14	—	No
Compresión axial en prensa hidráulica	—	45	Unión de manguera con válvula	Sí
Fuerza rotatoria en extensión máxima	50	18	Acople del telescopado	No
Flexión anteroposterior en extensión máxima	30	56	Acople del telescopado	No
Flexión lateral en extensión máxima	30	61	Acople del telescopado	No

Sometimiento a carga del implante en los especímenes

Se introdujo el implante en los especímenes y se lo ace-rojó. Se realizó una osteotomía transversal a 5 cm del trocánter menor y se procedió con el implante del mismo modo que en la experiencia anterior; en el foco de osteo-

tomía también se produjo una diastasis de 5 cm, lo que determinó una ausencia de contacto entre los segmentos óseos. Se le aplicaron las fuerzas respectivas de incremento gradual, parando y controlando la estabilidad con cada incremento.

Los resultados obtenidos fueron los siguientes:

Tabla 2.

Tipo de fuerza	Brazo de palanca (cm)	Intensidad (kg)	Localización de la falla	Fuga de líquido
Presión manual forzada con jeringa	6	14	—	No
Compresión axial en prensa hidráulica	—	37	Cerrojos distales	No
Fuerza rotatoria en extensión máxima	50	16	Cerrojos proximales y deformación de los orificios	No
Flexión anteroposterior en extensión máxima	30	56*	Endostio de la osteotomía	No
Flexión lateral en extensión máxima	30	61*	Endostio de la osteotomía	No

*En estos casos no se aumentó la fuerza más allá de los valores hallados en el punto crítico del implante aislado. Al observar el endostio de la osteotomía advertimos la impresión del implante en ella. No se observó descalibración del acople en este caso, posiblemente porque gran parte de esta carga fue absorbida por el endostio.

Discusión

El objetivo buscado en el presente trabajo es demostrar con el prototipo conceptual que el concepto es viable. Si bien en esta etapa de la investigación consideramos que el implante aún no es apto para ser aplicado a seres humanos, creemos que ya lo es para su aplicación en especímenes vivos. El implante utilizado para esta fase de experimentación es un sistema presurizado y la jeringa no es desmontable. Lo único que saldrá del miembro es la manguera, la cual tiene el mismo diámetro interno que el acople telescópico hembra; de esta manera cada vuelta aplicada a la rosca milimetrada se transmite en igual magnitud a la distancia elongada, esto quiere decir que el acortamiento del émbolo se corresponde exactamente con la distancia elongada (una vuelta del émbolo de la jeringa elonga 1 mm). Lo antedicho determina que la manipulación y control del sistema de elongación sea factible por el paciente en su domicilio con supervisión del profesional en la consulta. El inconveniente que significa tener la jeringa permanentemente acoplada a la manguera sería solucionable mediante un sistema de doble válvula ubicado en el extremo externo de la manguera. Mediante una rosca se puede acoplar la manguera a la primera válvula para realizar el procedimiento de elongación, la segunda válvula ubicada a escasa distancia de la primera determinaría que la pérdida de presión resultante de cada acople-desacople fuera despreciable.

Otro punto por solucionar es el peligro relativo que implica la entrada de aire en el sistema hidráulico; esto se traduciría en una pérdida relativa de precisión en la magnitud de la elongación. Si bien el aire es compresible, ello generaría un sistema de "amortiguador" cuando se aplicara elongación al dispositivo; tendríamos entonces un efecto no deseado, aunque a su vez podría ser aplicado como sistema de dinamización del clavo en caso de buscar ese efecto. Este riesgo es real; hemos visto que el sistema hidráulico es eficiente con altas presiones positivas, pero cuando las presiones son negativas; por ejemplo cuando la jeringa se gira en sentido inverso contra resistencia al acortamiento aplicada al telescópico, se produce una pequeña pero no despreciable entrada de aire en el sistema. Esto se debe a que cuando los anillos de goma son sometidos a cargas positivas tienden a expandirse contra las paredes del cilindro, cuando lo son a cargas negativas tienden a contraerse. Si el paciente o terapeuta se equivocara en el sentido de giro del émbolo, la resistencia que ejercería el calo de elongación no permitiría el libre acortamiento del clavo, con el consiguiente riesgo de que se produzca la entrada de aire en el dispositivo. Este es otro punto cuya solución estamos estudiando.

Despiece

En las figuras 7 y 8 los mismos números de referencia indican elementos iguales o correspondientes.

Como puede verse en los dibujos, el diseño básico del implante está formado por cuatro piezas torneadas. La primera se ilustra en la figura 7; corresponde al émbolo antirrotatorio, el cual se puede tornerar a partir de una barra de acero. Está formado por cuatro caras, una punta roma y una cabeza; las caras se constituyen de a pares en dos planas y dos curvas. En el perfil 1 se destaca un cabezal más ancho que el resto del émbolo; se lo amplía en un círculo para mayor detalle y se observa el torneado de una canaleta (6) donde se introducen los anillos de goma hidráulicos (orins); se prefieren dos para disminuir la probabilidad de fuga. Se destacan también dos pendientes planas (7) que se continúan con el diámetro de las dos caras planas (anterior y posterior). Estas pendientes sirven para hacer de tope cuando su respectivo encaje en el acople hembra se encuentra en elongación máxima. Las dos caras planas con las que se continúan esas pendientes le confieren estabilidad antirrotatoria cuando el clavo se encuentra en diversos grados de elongación intermedia.

En el mismo círculo se destaca la rosca de rescate constituida por sus tres partes: una cónica centradora (8), una cilíndrica lisa orientadora de rosca (9) y una roscada propiamente dicha (10). Esta configuración facilita el hallazgo y orientación de la rosca de rescate en caso de que el implante falle, se desensamble o quede el émbolo adentro del hueso. En la figura 7 se observa el émbolo de frente (2). Se destacan los orificios para el acerrojado distal (5) que conectan ambas caras planas mediante dos túneles.

En la parte central de la figura 7 también se observa una vista superior del cabezal (3) con el cono de la rosca de rescate (8). Asimismo, la vista inferior del émbolo permite apreciar dos caras lisas y dos curvas; esta configuración y su correspondiente acople hembra proveen la característica antirrotatoria del sistema de elongación hidráulico.

El segundo componente es el acople telescópico hembra, como se muestra en la figura 8. Este se logra torneando un cilindro hueco con un diámetro interno levemente mayor que los diámetros del émbolo para permitir su deslizamiento. Se ilustra de frente (2), en donde se destaca una región inferior. En su lado interno presenta una imagen negativa del perfil del émbolo antirrotatorio (10) de forma de lograr un encaje recíproco entre ambos componentes. En la misma figura se observa un orificio excéntrico para el acerrojado proximal, con una rosca superior para el siguiente componente (12). También se muestra el perfil (1), que ilustra el modo de calibrar la parte distal (10). Esto puede realizarse mediante la compresión de la punta del cilindro o bien directamente tallando desde adentro la forma que se corresponde con la del émbolo. Se aprecian además las vistas inferior (3) y superior de esta pieza.

En la figura 8 se observa el tercer componente en tres perspectivas (5,6,7). La parte inferior (5,7) se caracteriza por tener el diámetro interno del acople hembra y un torneado para la ubicación de un anillo de goma hidráulico

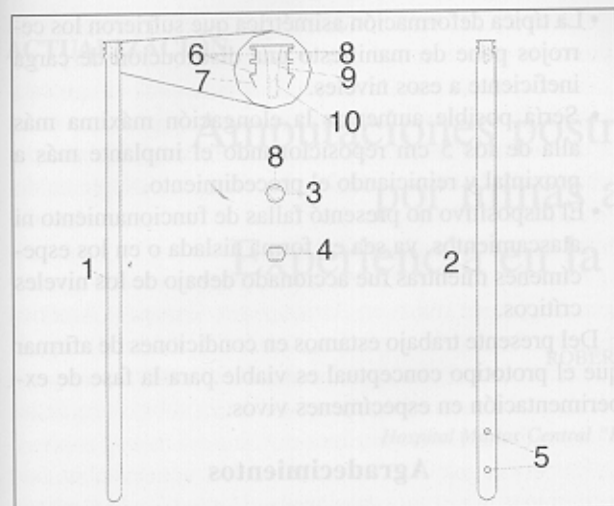


Figura 7.

(oring). En este caso solo se requeriría uno, ya que no presenta movimiento dentro del telescopado hembra. Se destaca una rosca (13) para ser acoplada a este último. En la misma vista se destaca un orificio excéntrico para el acerrojado proximal (11), que es tunelizado en el caso de utilizar la energía hidráulica o requerir el pasaje de cableados en el caso de energía electromagnética o pulsador alámbrico. La tunelización debe estar alejada del orificio del cerrojo, un sector de la estructura que será sometido a carga una vez ubicado el implante en el hueso. La parte superior de esta pieza (6) también puede ser roscada para el acople de una pieza de interfaz o el instrumental de inserción-extracción del implante. Con el número 9 de la misma figura aparece la manguera hidráulica que, si se selecciona esta energía, debe ser de un material flexible; por ejemplo poliamida de alta resistencia. Esta manguera se conecta a la jeringa roscada; el mango en "T" facilita la aplicación manual de energía y permite contar el número de fracción de vueltas que se le imprimen al émbolo roscado (15). Este último se corresponde con otra pieza que hace las veces de techo de la jeringa (16). Si el diámetro interno de la jeringa es el mismo que el del acople hembra antirrotatorio, cada avance del émbolo roscado de la jeringa se corresponderá con una elongación de igual magnitud del implante. Con el número 17 se señala el sector del émbolo en donde se insertarán los anillos hidráulicos correspondientes a la jeringa roscada.

Conclusiones

El implante no fracasó cuando fue colocado en los especímenes, y tuvo un notable margen de resistencia respecto de la interfaz. Los puntos críticos del implante son las partes no metálicas; la manguera es el elemento más vulnerable. Existen en el mercado mangueras con recubrimiento metálico, modificación que, según sus fabricantes, aumentaría su resistencia a tres veces. El acople a

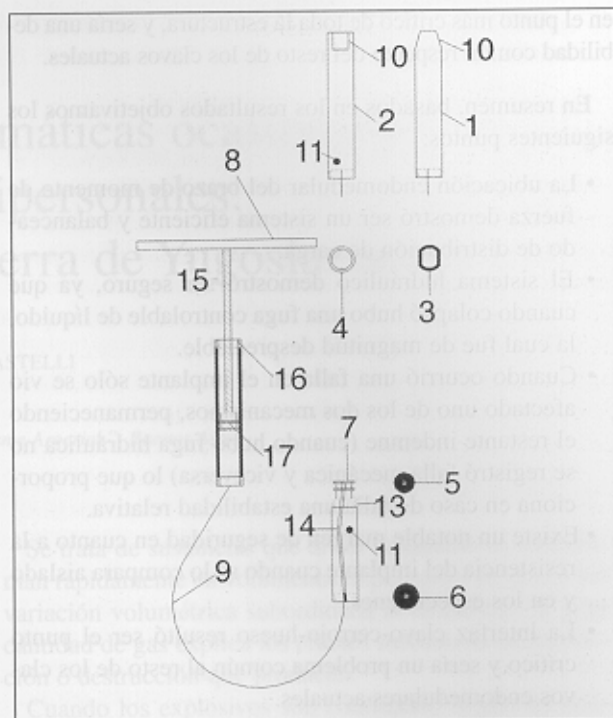


Figura 8.

la válvula parece ser otro punto crítico. Este podría ser modificado, cambiando de una terminación aguda del sitio de inserción a una cónica y revistiendo la manguera en este trayecto con otra de mayor calibre. De esta manera la fuerza se disiparía en forma gradual en este punto crítico y no habría un borde cortante en el sitio de inserción de la manguera a la válvula.

Otro punto de potencial debilidad serían los anillos hidráulicos de goma dentro de los cilindros, que no fallaron en nuestra experiencia. Por otro lado, cuando el sistema hidráulico presentó una fuga, ésta fue de una magnitud despreciable (un cuarto de centímetro cúbico aproximadamente) es decir que si existiera una falla en un espécimen vivo, el volumen del material desalojado sería mínimo.

El punto crítico del implante en los especímenes fue el sistema de acerrojado, que falla en el sitio de mayor estrés, es decir el cerrojo colapsa en su punto de contacto con el clavo. Este sería un problema de diseño común al resto de los clavos. Por último, el sistema de acerrojado proximal excéntrico fracasó antes que el sistema de acerrojado distal en rotación, posiblemente debido a que la configuración asimétrica de sus paredes determina un cociente de carga sobre una superficie mayor del lado lateral.

Consideramos oportuno comentar la deformidad característica de los cerrojos, en "bayoneta" a la rotación y en "U" a la compresión; la angulación se produjo invariablemente en el punto de contacto del clavo con el cerrojo. Esa angulación fue asimétrica, de modo que del brazo del cerrojo que no se enrosca en cortical (medial) la angulación fue más pronunciada que del otro brazo (lateral o con rosca cortical). Se objetivó así una distribución asimétrica de carga

en el punto más crítico de toda la estructura, y sería una debilidad común respecto del resto de los clavos actuales.

En resumen, basados en los resultados objetivamos los siguientes puntos:

- La ubicación endomedular del brazo de momento de fuerza demostró ser un sistema eficiente y balanceado de distribución de carga.
- El sistema hidráulico demostró ser seguro, ya que cuando colapsó hubo una fuga controlable de líquido, la cual fue de magnitud despreciable.
- Cuando ocurrió una falla en el implante sólo se vio afectado uno de los dos mecanismos, permaneciendo el restante indemne (cuando hubo fuga hidráulica no se registró falla mecánica y viceversa) lo que proporciona en caso de falla una estabilidad relativa.
- Existe un notable margen de seguridad en cuanto a la resistencia del implante cuando se lo compara aislado y en los especímenes.
- La interfaz clavo-cerreo-hueso resultó ser el punto crítico y sería un problema común al resto de los clavos endomedulares actuales.

- La típica deformación asimétrica que sufrieron los cerrejos pone de manifiesto una distribución de carga ineficiente a esos niveles.
- Sería posible aumentar la elongación máxima más allá de los 5 cm reposicionando el implante más a proximal y reiniciando el procedimiento.
- El dispositivo no presentó fallas de funcionamiento ni atascamientos, ya sea en forma aislada o en los especímenes mientras fue accionado debajo de los niveles críticos.

Del presente trabajo estamos en condiciones de afirmar que el prototipo conceptual es viable para la fase de experimentación en especímenes vivos.

Agradecimientos

Corresponde mencionar aquellas personas sin las cuales no hubiera sido posible el presente estudio: Dr Edgardo Donadio, por su asesoramiento y estímulo; Sr Eduardo Memi, nuestro tornero; Técnica Ana Lopetronne, por su colaboración en la obtención y preparación de especímenes.

Referencias bibliográficas

1. Allen WC, Piotrowski G, Burstein AH, et al. Biomechanical principles of intramedullary fixation. *Clin Orthop*;60:13-20;1968.
2. Aranda E, Martínez A, Ramírez C y col. Enclavado encerrojado en lesiones óseas metastásicas de fémur. *Rev Ortop Traumatol*;43(6):427-431;1999.
3. Chapman M. Closed intermedullary bone-grafting and nailing of segmental defects of the femur. A report of three cases. *J Bone Jt Surg (Am)*;62(6):1004-1008;1980.
4. Forns RL, Robles L, Font F y col. Cementación y enclavado endomedular en las fracturas patológicas diafisarias. *Rev Ortop Traumatol*;30:361-365;1986.
5. Grundy M. The treatment of femoral shaft fractures in the elderly. *J Bone Jt Surg (Br)*;56:96-101;1974.
6. Hunter SG. Deformation of femoral intramedullary nails. A clinical study. *Clin Orthop*;171:83-86;1982.
7. Kempf I, Grosse A, Beck G. Closed locked intramedullary nailing. Its application to comminuted fractures of the femur. *J Bone Jt Surg (Am)*;67(5):709-720;1985.
8. Kyle RF, Schaffhausen JM, Bechtold JE. Biomechanical characteristics of interlocking femoral nails in the treatment of complex femoral fractures. *Clin Orthop*;267:169-173;1991.
9. Leggon RE, Lindsey RW, Panjabi MM. Strength reduction and the effects of treatment of long bones with diaphyseal defects involving 50% of the cortex. *J Orthop Res*;6(4):540-546;1988.
10. Miscione HF, Dello Russo B, Geoghean R y cols. Análisis comparativo en elongaciones óseas. Tutor circular versus tutor patral. *Rev Asoc Argent Ortop Traumatol*;59(2):138-145;1994.
11. Miscione HF, Pistani J, Dello Russo B y cols. Investigación mecánica y experimental del fijador externo HG. *Rev Asoc Argent Ortop Traumatol*;57(2):147-157;1992.
12. Pistani J, Di Tollo C, Miscione HF, y cols. Relación entre diferentes tipos de clavos roscados empleados en tutores externos y su estabilidad en animales. *Rev Asoc Argent Ortop Traumatol*;64(1):44-51;1999.
13. Reis ND, Aginsky J. A double compression medullary nail: preliminary report of an early clinical trial. *Injury*;11(3):197-202;1980.
14. Sangeorzan BJ, Ryan JR, Saliccionni GG. Prophylactic femoral stabilization with the Zickel nail by closed technique. *J Bone Jt Surg (Am)*;68(7):991-999;1986.
15. Sim FH, Frassica FJ, Chao EY. Orthopaedic management using new devices and prostheses. *Clin Orthop*;312:160-172;1995.
16. Soto-Hall R, McCloy NP. Cause and treatment of angulation of femoral intramedullary nails; experimental evidence on the preferred position of the clover-leaf nail. *Clin Orthop*;2:66-74;1953.
17. Weinstein AM, Clamow AJT, Starkebaum W, et al. Retrieval and analysis of intramedullary rods. *J Bone Jt Surg (Am)*;63(9):1443-1448;1981.
18. Zimmerman KW, Klasen HJ. Mechanical failure of intramedullary nails after fracture union. *J Bone Jt Surg (Br)*;65(3):274-275;1983.