

11245



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE MEDICINA

DIVISION DE ESTUDIOS DE POSGRADO

SECRETARIA DE SALUD

CENTRO NACIONAL DE REHABILITACION

INSTITUTO DE ORTOPEDIA

DISEÑO DE UN NUEVO FIJADOR EXTERNO DE HUMERO

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
MEDICO ESPECIALISTA EN ORTOPEDIA

PRESENTA:

DR. AARON RUIZ MORFIN



DIRECCION DE CALIDAD
E INNOVACION
CENTRO NACIONAL DE
REHABILITACION

DIRECTOR TITULAR DE TESIS:

DR. CRISTINO OLIVARES PEREZ



MEXICO, D.F.

2004



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

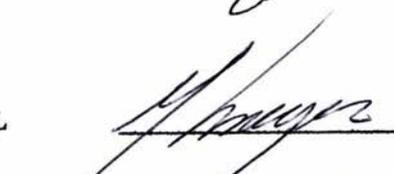
C. DR. LUIS GUILLERMO IBARRA
Director General del Centro Nacional de Rehabilitación.



C. DR. JUAN ANTONIO MADINA VEITIA VILLANUEVA
Director General Adjunto del Instituto de Ortopedia



C. DRA. MATILDE ENRIQUEZ SANDOVAL
Directora de Enseñanza e Investigación



C. DR. SAÛL RENÀN LEÓN HERNÁNDEZ
Jefe de la División de Enseñanza



C. DR. LUIS GÓMEZ VELÁSQUEZ
Jefe de Enseñanza Médica



C. DR. J. MANUEL AGUILERA ZEPEDA
Profesor titular del curso de ortopedia
En el Centro Nacional de Rehabilitación

Josi Manuel Aguilera Zepeda

C. DR. CRISTINO OLIVARES PÉREZ
Director de Tesis
Jefe del servicio de Infecciones Óseas



SUBDIVISION DE ESPECIALIZACIONES
DIVISION DE ESTUDIOS DE POSTGRADO
FACULTAD DE MEDICINA
U.N.A.M.

DEDICATORIA:

**LO DEDICO A MI FAMILIA
POR SU APOYO INCONDICIONAL...**

**EN ESPECIAL A MIS PADRES
POR SU INFINITA PACIENCIA.**

Autorizo a la Dirección General de Bibliotecas de la UNAM a difundir en formato electrónico e impreso el contenido de mi trabajo recepcional.

NOMBRE: AARÓN RUIZ

MORFÍN

FECHA: 30 de Enero 2004

FIRMA: 

RESÚMEN:

Desde Hipócrates (460-377 a.C.), ya existía el tutor externo o comúnmente llamado fijador externo, y ha tenido un desarrollo a través de la historia con autores como Hoffman (1954), Charnley (1948), De Bastianni, AAOS (1950), Vidal y Vidal (1970), Ilizarov (1950), Mears (1983), Behrens (1989). También la no unión ha tenido su desarrollo a través de la historia, definida con términos arbitrarios. El Dr. Hayda hace una enumeración de factores, el Dr. Colchero menciona los cuidados de rigidez, y el Dr. Rosen hace una clasificación. La no-unión de húmero, es un problema importante en adultos, primordialmente si la no-unión es metafisaria. La no unión diafisaria consolida con la colocación de clavos endomedulares, siempre y cuando se logre estabilidad, aún con osteopenia, colocando injerto o sin él. Pero cuando esto sucede a nivel metafisario es difícil colocar un implante. Existen varios tipos de fijadores externos para el tratamiento de la no unión en el húmero. Y se sabe hay fallas que pueden ser multifactoriales.

El objetivo fue: diseñar un fijador externo uniplanar, unilateral, y resistente, de diseño y desarrollo propio del hospital; que sea de bajo costo, liviano, versátil, y ofreciera iguales o mejores resultados, en la consolidación y la función del miembro con no unión, que los fijadores externos existentes; y el resultado es un prototipo de Aluminio con las características deseadas al servicio de la población a nuestro alcance.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
OBJETIVOS.....	13
MATERIAL Y MÉTODOS.....	14
RESULTADOS.....	21
DISCUSIÓN	30
CONCLUSIONES	35
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	36

INTRODUCCIÒN

ANTECEDENTES:

Desde los inicios de la medicina ya existía el tutor externo y ha tenido un desarrollo a través de la historia como sigue según Vidal (1).

Hipócrates (460-377 a.c.), referido por Leonar P.P, describió un método para inmovilizar externamente a la tibia y que permitiera al mismo tiempo valorar las heridas y tratarlas, consiste en dos anillos uno que sujeta al tobillo y otro por abajo de la rodilla, unidos éstos por dos clavos mediales y dos laterales, a su vez éstos unidos por un alambre en la región anterior y posterior.

Maligaigne y Connaissance (1853-54) desarrollan un sistema de correas sobre puntos metálicos unidos por abrazaderas para la estabilización de las fracturas desplazadas.

Keetley (1893) reporta una incidencia alta de pseudoartrosis por inestabilidad en la fijación externa, sugiriendo que los clavos deben de ser atravesados percutáneamente y unidos a sistemas rígidos de fijación.

Parkhill y Lambotte (1898) y (1907) construyen clínicas una en Denver y la otra en Bruselas usando el sistema de fijación externa que se encontraba en ese siglo disponible y utilizan dos clavos distales al trazo de fractura.

Codivilla y Putti (1905) y (1918) combinan clavos con yeso para el alargamiento de la pierna, con resultados desastrosos.

Anderson (1936), Stader (1957) y Hoffman (1954), utilizan clavos transfectivos y realizan compresión y distracción implementando articulaciones universales para la fijación de los clavillos.

Charnley (1948), populariza la comprensión y la aplica a la artrodesis de las articulaciones.

AAOS (1950) surge la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos que se encarga de revisar y evaluar la eficiencia de los métodos propuestos, sugiriendo que el método debe estar supervisado por un médico que tenga amplia experiencia en el uso de los fijadores y que haya tratado con éxito mas de 200 casos.

Anderson (1966 y 1974) reutilizan los clavos transfectivos incorporados a un molde de yeso en las fracturas diafisarias de tibia reportando excelentes resultados.

Vidal y Vidal (1970),³ realiza una modificación al sistema de Hoffman utilizando dos módulos con clavos transfectivos, distal cada uno al trazo de fractura, uniendo éstos módulos por dos sistemas lateral y medial dando así mas estabilidad.

Ilizarov (1950) desarrolla un sistema de fijación externa utilizando clavillos de Kirschner los que unen abrazaderas circulares, permitiendo la tensión de los mismos y realizando alargamientos y corrección de deformidades óseas en las extremidades mediante una corticotomía y transporte segmentario óseo con resultados excelentes.

Leallen y Cop. (1984) realizaron una comparación entre la fijación con placas y la fijación externa, determinando que la síntesis con placas provee más rigidez y estabilidad que la fijación externa y mostrando que la rigidez es importante para la curación ósea, ya que una menor rigidez como es el caso de los fijadores favorece la reabsorción ósea (osteoporosis) y disminuye la formación intracortical ósea (callo mas débil).

Williams y Cop. (1987) realizaron una comparación entre el sistema uniplanar y el biplanar, concluyendo que el sistema biplanar es más rígido y estable permitiendo la

consolidación ósea con menor callo óseo y mas resistencia, contrariamente a lo que sucede con el sistema uniplanar.

Mears (1983) examina los avances de la ingeniería de la Europa del Oeste y de América del Norte creando fijadores externos de manejo simple, ligeros y que puedan dar estabilidad para el manejo de las fracturas expuestas e infectadas, la AO tiene cinco fijadores externos, a). un fijador para comprensión y distracción en las falanges y metacarpianos, b) un mini-fijador para la muñeca, mano y pie, c) el de Wagner, d) los fijadores roscados y e) los fijadores tubulares.

F. Behrens (1989) demuestra que el sistema biplanar no transfectivo es más estable y funcional que el sistema uniplanar no transfectivo, e incluso más estable y funcional que el sistema transfectivo uni y biplanar. Asimismo detalla los lineamientos a seguir para su aplicación y evitar complicaciones. Estas últimas las clasifica en:

- Clínicas: lesiones neurovasculares, iatrogénicas, lesión de articulaciones, cápsula, ligamentos y tendones iatrogénicos, obstrucción de las heridas por el mismo fijador.

- Mecánicas: El sistema falla por mal ensamblaje o el sistema se encuentra mal indicado.

- Manufactura: ruptura del implante, deformación, o mal función de los componentes, inadecuada instrumentación o instrucción.

- Multifactorial: problemas con los clavos (aflojamiento, infección) y retardo de la consolidación.

Edmun y col (1989) resalta la importancia de la remodelación haversiana que requiere de una fijación estable, de una reducción anatómica con contacto óseo entre los fragmentos y alineación satisfactoria así como riesgo sanguíneo suficiente, con el

fin de revascularizar los bordes necróticos fracturados y lograr la reconstitución de las corticales.

Menciona que en el sistema de fijación externa las fuerzas que pasan a través del hueso se desvían por los clavos, pasan para la barra del fijador brincando la fractura y regresan nuevamente por los clavos en el otro extremo de la lesión, permitiendo entonces que el sitio de la fractura logre su callo óseo para la estabilidad y permitiendo el paso de las fuerzas a través de este de manera progresiva.

Establece las bases para una fijación estable que son: contacto óseo de los extremos fracturados, mayor diámetro transversal en los clavos, la utilización de mayor número de clavos, menor espacio entre los clavos y menor espacio entre el hueso y la barra, y aumentar la separación entre los grupos de clavos. El sistema biplanar es 50% mas rígido que el uniplanar.

Refiere además que la rigidez que se obtiene mediante el sistema placa-hueso, puede ser duplicado con el sistema de fijación extrema si se realiza la reducción cerrada y si se logra el contacto óseo; al realizar comprensión con los fijadores se logra mayor estabilidad permitiendo la consolidación primaria.

A. Fernández (1989) promueve la fijación externa modular en las urgencias, en los pacientes graves y politraumatizados dando los conceptos generales para su utilización.

J.B. Júpiter: (1991) propone la transferencia del peroné vascularizado para la reconstrucción del humero en los casos de pérdidas óseas importantes utilizando un sistema de fijación externa con duración de cuatro meses en el tratamiento (1).

También la no unión ha tenido su desarrollo a través de la historia, definida con términos arbitrarios en tiempo con controversias. Aunque ya existían autores que mencionaban diferentes factores etiológicos (2, 3), fue el Dr. Hayda (4), quien hace una enumeración de factores mas sistemática mencionando 33 factores de ésta manera:

1.- Sistémicos 6

Sexo, edad, desnutrición, diabetes, anemia, deficiencia hormonal

2.- Local presión 2

Tensión de oxígeno disminuido basal, calidad músculo adiposo

3.- Naturaleza de la lesión 4

Localización de la fractura, energía del trauma, infección, lesión nerviosa

4.- Respuesta local después de la lesión 8

Eventos inmediatos al impacto, hormona del crecimiento y citokinas.

Proteína morfogenética, Pg, colágena, falla local de respuesta

celular, mineralización fallida, factores eléctricos endógenos.

5.- Cuidados ortopédicos de la fractura. 7

Compromiso iatrogénico vascular, brecha de fractura, movilidad en el sitio de fractura, polimetilmetacrilato, radiación, retraso en el diagnóstico

6.- Fármacos 6

Corticoesteroides, anticoagulantes, aines, antibióticos, quimioterápicos, fumadores.

En nuestro medio se hicieron estudios por el Dr. Colchero (5), para determinar la causa de las no uniones encontrando diferentes implantes utilizados en el tratamiento o como lo refiere Hayda, cuidados ortopédicos de la fractura.

Mayor frecuencia en tratamientos con menor rigidez.

<i>• Tratamiento</i>	<i>No. Casos</i>	<i>porcentajes %</i>
<i>• Pinza de azúcar o yeso colgante</i>	31	47.7
<i>• Placa AD, DCP ancha o angosta</i>	19	29.2
<i>• Clavo de Rush</i>	5	7.7
<i>• Clavo de Kuntscher</i>	4	6.1
<i>• Haz de Haketal</i>	4	6.1
<i>• Clavo de Kirschner</i>	1	1.6
<i>• Clavo Steimann</i>	1	1.6
<i>• Totales</i>	65	100%

La clasificación de la no unión más sistemática parece ser la del Dr. Rosen (6).

Que se menciona a continuación:

1-Grado de severidad basado en tiempo

- A) retardo 6 m
- B) no unión 6-8 m

1-móvil y 2-no móvil

C) Sinovial

1.-hipertrófica 2.- atrófica

2.- sitio y desplazo

A) diafisaria

1.- no desplazada 2.desplazada

B) metafisaria

1.- intraarticular 2.- extraarticular

3.- callo

A) hipertrófico (vascular)

1.-pata elefante 2.- oligotrófico

B) hipotrófico

1.-sin brecha 2.-con ala de mariposa

3.- con brecha

4.-infección

A) sin drenaje

B) con drenaje

El uso de los fijadores externos es de siglos con resultados variables. Las causas son varias. La primera, hasta los 90s sólo un pequeño número de cirujanos habían tenido suficiente interés y conocimiento para hacerlo fácil de entender y transmitirlo a la siguiente generación. Segunda, los aparatos que clínicamente mostraban características satisfactorias, no estuvieron disponibles hasta 1930, y fue poco el conocimiento que se tenía sobre las características mecánicas de los diferentes fijadores y configuraciones, hasta la década pasada. Tercera: cuando se evalúa el valor de los fijadores externos, los cirujanos han estado mas interesados en la facilidad de éstos aparatos para salvar a

menudo problemas clínicos difíciles, todavía se tiene éste enfoque y oscurece los efectos colaterales y la investigación de aparatos seguros y más efectivos. Faltaba una clasificación lógica y unificación de conceptos.

Finalmente desde la 2da Guerra Mundial, los fijadores externos se han desarrollado en dos direcciones. En el Oeste los cirujanos estuvieron a favor de aparatos fuertes, unilaterales, con bajo riesgo y facilidad de acceso. Sin embargo en el Este predominó el fijador circular, altamente ajustable pero que encubre la extremidad.(7,8,9).

Actualmente respecto a los fijadores externos, la literatura (10,11,2,12,13) habla de buenos resultados en la consolidación de no unión de húmero. A nivel diafisario algunos autores reportan muy buenos resultados con clavos medulares (14,5,15,3,16,5,17,15,14) y otros hablan de buenos resultados con diferentes sistemas de fijación tales como: placas (1,11,17,18,21,3,22,23,19), cerclajes y otros (16,5,19,14). Las complicaciones más severas de los fijadores externos son las causadas por inserción inapropiada de clavos y clavillos, e incluyen daños a nervios a vasos y a unidades músculo-esqueléticas. Entre las más comunes se reconocen las siguientes: drenaje en los clavillos, infección en el trayecto del clavo y pérdida del clavo. Y otras a causa de la inserción del clavo, la omisión de pretaladrado, excesivo movimiento entre la piel y el clavo, cuidado excesivo o insuficiente del clavo, proximidad al foco de infección, pérdida aséptica del clavo en hueso osteopénico y después de stress excesivo en la zona de interfase clavo hueso (7). Los costos de los fijadores externos a pesar de sus ventajas de cirugía menor y logro de estabilidad con menor tiempo, son caros y se han reportado diseños de nuevos fijadores para vencer esa desventaja, con las mismas propiedades a los existentes (20).

Así como hay diferentes tipos de configuraciones, también los hay fabricados de diferentes materiales, y el llamado Instituto Americano del Acero y Hierro (AISI) por sus siglas en Inglés, estandariza las concentraciones de metales en las aleaciones y su control de calidad; y así menciona el acero 316, caracterizado como un acero inoxidable, austenítico, antimagnético, no templeable con buenas propiedades de ductibilidad y soldabilidad. La adición de Molibdeno le confiere una resistencia a la corrosión considerablemente mayor que las demás aleaciones de la composición 18-8 en particular bajo condiciones de corrosión ácida a temperaturas de hasta 870 Grados C (1600 F) en atmósfera ordinaria.

Así también se menciona el Aluminio 6061, que tiene resistencia mecánica superior a la convencional de aleación 6063, buena resistencia de corrosión, suelta satisfactoriamente, se puede obtener máximo de propiedades, desarrollando tratamientos térmicos.

Como se sabe existen varios tipos de fijador externo de acuerdo a la composición de sus elementos, estos son el fijador simple, el fijador con clamps y el circular, entre otros. Y aquellos típicos de 4 configuraciones estándar, que pueden ser construidos por cada uno de los aparatos. Éstas cuatro configuraciones son : un plano unilateral, dos planos unilateral, un plano bilateral, y dos planos bilateral. Difieren en la facilidad del acceso a la lesión, balance mecánico y la dirección del momento articular. Los fijadores simples, tales como el DENMA (Zimmer Orthopaedic, London), Murria (Zimmer, Warsaw, Indiana), Oxford (Downs surgical, Decatur, Georgia), Roger Anderson, y ASIF tubular, que conectan cada clavo con articulaciones independientes a las barras longitudinales. Los clavos pueden ser ajustados y cada fragmento óseo ser ajustado con 4 grados de libertad. Estos fijadores tienen las ventajas siguientes: Cada clavo puede ser colocado al ángulo deseado; se pueden construir casi un número ilimitado de fijadores;

La distancia entre los clavos y la lesión se puede escoger, lo cual facilita la adaptación del aparato a la particularidad de la lesión y cambiar propiedades mecánicas porque la dirección de rigidez es directamente proporcional a la extensión del clavo; La pérdida secuencial de la estructura es posible con retiros parciales de clamps. Pero también tienen sus desventajas que son: el fragmento fracturario que debe ser reducido antes o durante la colocación del fijador; una vez aplicado, los ajustes angulatorios y particularmente rotatorios pueden ser posibles sólo después de reemplazar uno o más clavos. Finalmente los fijadores unilaterales usan solamente la mitad del clavo y entra fácilmente en corredores seguros y peligrosos, de más segmentos corporales. En un plano son menos obstructivos, pero son cerca de 4 a 7 veces más débil cuando se angulan en el plano perpendicular al plano del clavo. En adición a esto a mayor número de clavos se produce mejor fijación de fragmentos pequeños y osteopénicos (8). Las ventajas de los fijadores se pueden ver observando las desventajas a su vez de los otros métodos ya que ninguno está exento de problemas.

- El clavo no provee estabilidad rotacional
- La placa produce larga exposición en la cirugía, daño nervioso, infección, desperiostización. (2).

Para efectos de prueba de los implantes en húmero Elfick, diseñó y validó una fibra reforzada, plástica para minimizar errores en pruebas de laboratorio, para no realizarlas en húmeros de cadáver que daban resultados diferentes en hasta el 50 % . En su revisión menciona las diferencias entre autor y autor, de las dimensiones y resistencia del húmero. Así menciona las medidas del diámetro del húmero que van de 19.3mm con un rango de 14 a 26mm.. El grueso de la cortical de 3 a 5mm.. Esto muestra una deficiencia en la información al momento de reportar las pruebas de resistencia en las gráficas de carga-desplazamiento. Así Henley en 1991 mencionado por Elfick, reporta un valor de

10.1 N/mm en flexión posterior, mientras que Lin en 1998, apunta un resultado de 285.5 N/mm.. La resistencia de la estructura a la flexión es llamada rigidez flexural y es definida como el producto del módulo de Young y el segundo momento de área. El material seleccionado por Elfick tiene un módulo de tensión de aproximadamente 9.5 GPa (Gigapascales). La especificación escogida para el diseño da una rigidez flexural de 120 Nm² (27). Se conoce que el módulo de tensión de el hueso es de 17 Gpa., para el Acero es de 200 Gpa. y Titanio 110 Gpa..

JUSTIFICACIÓN

La no unión de húmero (aséptica o infectada) tiene una incidencia de 2.2 a 6.5 % (5) en nuestro medio. Se tienen documentados 41 pacientes en el Centro Nacional de Rehabilitación. Los pacientes con estos padecimientos, tienen evolución crónica de hasta 23 años, multioperados, con limitaciones articulares, problemas psicológicos, algunos han perdido su empleo y en los casos infectados han pagado ese tiempo antibióticos. Es posible ofrecerles un mejor nivel de vida, hacerlos productivos, sacarlos de la invalidez y dejar la medicación; por lo cual, es importante adecuar un implante que tenga las suficientes características para facilitar la consolidación del húmero.

Se cuenta con el material Humano y tecnológico para desarrollar el implante y su colocación al paciente. Además de ser de costo menor a los ofrecidos por las compañías privadas existentes.

Cumple con los requerimientos para un nuevo implante sumarizados por Behrens, Chao, Wynn jones, y Williams que dicen debe ser simple, fácil de colocar, posición de clavos seleccionable, alineación estable, compresible, ajustabilidad, versatilidad, habilidad de cambio de rigidez en el transcurso del tratamiento, ligero y que lo acepte el paciente.

El implante es viable porque, cumple los requisitos de investigación del Hospital y es benéfico para la institución por ser de producción propia, es además susceptible de donación o comercialización.

La no-uni6n (as6ptica o infectada) de h6mero, es uno de los problemas m6s importantes dentro de las complicaciones de las fracturas en adultos, primordialmente si la no-uni6n es metafisaria. (1,11,17,21,2,3,12,22,23,19,14). La no uni6n diafisaria consolida con la colocaci6n de clavos endomedulares, siempre y cuando se logre estabilidad, a6n con osteopenia, colocando injerto o sin 6l (16,5,17,15,3,14). Pero cuando esto sucede a nivel metafisario es dif6cil colocar un implante, por la zona anatómica, por el tiempo de evoluci6n y por la osteopenia en s6 (17,21,23,19). Existen varios tipos de fijadores externos para el tratamiento de la no uni6n (as6ptica o infectada) en el h6mero, y de los cuales se conoce su grado de eficacia y sus cualidades biomecánicas (7,8,9,10,20,24,2,12,25,26,13). Se sabe tambi6n que los factores relacionados con las fallas del implante pueden ser de origen cl6nico, mecánico, relacionados con la manufactura o bien pueden ser de origen multifactorial (7,8,9).

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Considerando los aspectos antedichos el problema a resolver fu6 dise1ar un fijador externo que, adem6s de reunir las cualidades apropiadas (uniplanar, unilateral, y resistente), sea c6modo para el paciente, de bajo costo, liviano, f6cil de obtener, vers6til, est6tico f6cil de colocar as6 como de ofrecer iguales o mejores resultados, en la consolidaci6n y la funci6n del miembro afectado, que los fijadores externos existentes.

OBJETIVO GENERAL

1.- Diseñar un fijador externo que sea lo suficientemente rígido para fijar un húmero con no unión infectada y permita la consolidación.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1.- Que sea de configuración uniplanar, unilateral, no transfixivo, y modular.

2.- Con colocación de clavos seleccionable.

3.- Sea de fácil colocación

4.- Que logre alineación estable.

5.- Que sea ajustable.

6.- Que sea ligero.

7.- Que sea económico.

DISEÑO METODOLÓGICO

CLASIFICACIÓN DEL ESTUDIO:

- **DESARROLLO TECNOLÓGICO DE UN PROTOTIPO**

MATERIAL Y MÉTODOS:

LUGAR

- **Se llevará a cabo en el CNR, Laboratorio de Biomecánica en los meses de mayo 2001 a Diciembre del 2003.**

• **PROCEDIMIENTO:**

- Se dibujó en una primera etapa el diseño técnico en papel con las especificaciones de medidas y materiales.
- Segunda etapa: se realizaron los maquinados de un primer prototipo y se obtuvo físicamente un fijador externo, como se describe en la segunda etapa en seguida.
- Tercera etapa: se realizaron maquinados para una modificación de la estructura cuboide por una cilíndrica. Y de una estructura de acero en forma de paleta para articular la barra rectangular con la estructura cilíndrica.

- Descripción de la segunda etapa.

El material utilizado fué Aluminio 6061, que se obtuvo en una barra de 1.5 pulgadas de diámetro de donde se cortó con cegueta industrial segmentos de 20 centímetros de longitud, en número de 2, uno de 28 cm. y un cuarto segmento de 3 centímetros. Se utilizó también una barra de acero 316 circular de 15/32 pulgadas de diámetro y 5 cm. de largo.

De la pieza número 1 se procedió a realizar cepillado industrial, hasta obtener una estructura rectangular que mide 15 cm. de largo, y en su primera de dos piezas, tiene 3 lados y al frente hueco, con paredes de 4mm, dejando un hueco a lo largo en el centro de 1.5 cm. x 1.9 cm. Además de la configuración rectangular se realizaron perforaciones en los dos lados con disposición transversa en el trayecto de su

longitud, dejando el lado del centro íntegro y liso. Las perforaciones que se hicieron fueron en número de 11, de 5mm de diámetro con 1.25 cm. de separación de centro a centro, equidistantes entre uno y otro, por donde se pueden pasar clavos de schanz de un lado a otro, calibre 4.7mm, y en direcciones distintas, a 90 grados respecto al eje del fijador y a 125 grados.

La segunda pieza de 20 cm., se maquinó con cepilladora industrial hasta obtener una barra de 15 cm. x 1.9 cm. x 7mm. para adaptarse al hueco de la estructura rectangular como una segunda pieza, en el lado del frente, para formar una estructura rectangular tubular. Esta barra se fija a la estructura rectangular con cuatro tornillos roscados, que pasan a través de cada una de las dos paredes de los lados y la fijan. La barra tiene tres perforaciones de 3/8 de pulgada de diámetro, en donde se introdujo un machuelo de rosca macho y dejar roscado hembra, en tres sitios equidistantes de 6.5 cm. de centro a centro, longitudinalmente y por el centro de la barra; en donde se colocarán los 3 tornillos de 3/8 de diámetro con cabeza de 7/16 pulgadas (fig. 1).

Con la tercera pieza de 28 cm. se maquinó con cepilladora industrial hasta obtener una barra rectangular de 28 cm. x 1.8 cm. x 1 cm. En uno de los lados se devastó con broca especial de 1.3 cm. de diámetro, en su longitud hasta 22.5 cm., dejando paredes laterales de 3mm. y de una profundidad de 5mm.. Más distal a los 22.5 cm. hasta los 23.5 cm. se dejó intacta la estructura rectangular, para posteriormente de los 23.5 cm. a los 28 cm. maquinar con torno una estructura cilíndrica de 9/16 pulgadas de diámetro, quedando así su terminación de un extremo el inicial rectangular y el otro cilíndrico. Y en éste extremo cilíndrico se maquinó con una broca de 5/16 de diámetro hasta 2 cm. de profundidad, para maquinar con machuelo una rosca hembra de 7/16 pulgadas de diámetro.

La barra de acero de 15/32 pulgadas de diámetro se tomó para maquinar con torno, 2.5 cm. de su longitud a disminuir su diámetro hasta 7/16 pulgadas y hacer una rosca macho con tarraja de 7/16 pulgadas en un extremo. El otro extremo se maquinó con torno hasta lograr una esfera 4/5 de superficie, de 5/8 de diámetro, y ésta pieza final se introdujo con pinzas de presión mecánicas en el extremo de la barra rectangular cilíndrica con rosca hembra de 7/16 pulgadas. Hecho esto terminamos dos elementos modulares, el primero rectangular tubular y el segundo en barra rectangular, la cual se introduce uno en el orificio rectangular del otro, quedando la cara devastada de la barra rectangular hacia la cara de la barra con orificios para tornillos de 3/8 de pulgada, y la otra cara lisa quedará hacia la cara de en medio de la estructura rectangular tubular. (fig. 1).

Del cuarto segmento de 3 cm. de aluminio 6061 se maquinó con cepilladora industrial por cuatro lados inicialmente y lograr 4 lados de 3 cm., posteriormente se maquinó con cepilladora los dos lados restantes del cubo hasta dejar un espesor de 2 cm. para que finalmente resulte una estructura cuboide de 3 cm. x 3 cm. x 2 cm., al cual se le seccionó con cegueta industrial a la mitad quedando dos piezas iguales de 3 cm. x 3 cm. x 1 cm. Uno de ellos estará en un extremo del tutor externo y el otro proximal al centro, longitudinalmente descrito.

La mitad de cubo del extremo se maquinó en su lado distal en el centro con una broca para introducir y maquinar con un machuelo de 3/8 de diámetro, y que se comunica lado a lado del extremo a proximal, constituyendo su eje axial. Y en su lado proximal se maquinó una media esfera, que corresponderá a otra contraparte de media esfera en la segunda mitad de cubo. Y finalmente se perforó con broca en las cuatro esquinas del lado del extremo, para maquinar con machuelo 3/16 una rosca hembra.

La mitad de cubo proximal se maquina las perforaciones en sus cuatro esquinas en la misma forma y correspondiendo a su otra mitad, además de la mitad de la esfera en el centro también del lado que hará contacto con su otra mitad de cubo para completar la esfera hueca en su totalidad en el centro del cubo completo. En esta mitad la perforación del centro del lado proximal es distinta, hecha con una broca de $\frac{1}{2}$ pulgada para no permitir la salida de la esfera de $\frac{5}{8}$ de diámetro que una vez introducida a su cavidad antes de reunir las dos mitades de cubo es aprisionada, con ayuda de la colocación de los 4 tornillos $\frac{3}{16}$ de las 4 esquinas de las mitades de cubo para armar el cubo completo (foto1). Y hecho esto permite la salida proximal del tornillo $\frac{7}{16}$ unido a la barra rectangular en su extremo cilíndrico. Formando así una sola pieza entre el cubo y la barra rectangular, pero que permite movilidad entre la esfera unida al tornillo $\frac{7}{16}$, y la concavidad que lo recibió al centro del cubo.

La primera mitad del extremo del cubo en su lado distal se le introduce un tornillo en la perforación central de $\frac{3}{8}$ y éste comunicándose hasta la concavidad esférica presionará contra la esfera del tornillo para inmovilizar el cubo en la posición deseada.

En el lado proximal de la mitad del cubo del extremo, que hace contacto con la segunda mitad, se perfora con broca para lograr 2 perforaciones de 5mm. en $\frac{3}{5}$ de circunferencia, que van hasta el otro lado, con una separación entre ellos de 2.5 cm., que servirán para el paso de clavos de schanz de 4.7mm. (foto1).

En una tercera etapa, posterior a la observación de que la movilización en dos de los planos de movimiento de la estructura cuboide no permitía mas de 40 grados, se diseñó una nueva estructura cilíndrica y se maquinó con en una barra de aluminio de 3 cm. de diámetro por 5 cm. de longitud, y se seccionó transversalmente con cegueta industrial a 1.5 cm., además de perforar 2 orificios de 5mm, de 1.3 cm., de

separados de centro a centro, para que dentro de la pieza de la misma forma que de la estructura cuboide anterior, pasaran los clavos, pero se maquinó en la parte proximal con una broca de 9mm., con el centro a 3 cm. del extremo pasando de lado a lado y posteriormente esa perforación se comunica a la parte proximal maquinando con cepilladora, dejando espacio hueco de lado a lado. A ésta pieza se le realizan dos perforaciones a 3.5 cm. y 4.5 cm., de los cuales el segundo se maquina una rosca de 3/16 por donde se pasa de lado a lado y traspasando una pieza en forma de paleta que funciona de punto de apoyo para el eje.

Dentro de ésta 4ta etapa también se modifica el tornillo en material de acero con una esfera, por una nueva diferente de acero con forma de paleta. Para la fabricación se tomó una barra de acero 316 de 2 cm. de diámetro y se maquina 2.5 cm., con una cepilladora industrial hasta dejar 9mm de espesor en forma de paleta, y en el otro extremo se maquina con tarraja una rosca macho de 7/16 pulgadas, teniendo la pieza se inserta con pinzas de presión a la rosca hembra 7/16 del extremo cilíndrico de la barra rectangular. Hecho esto en la paleta se perfora con una broca ¼ de pulgada a 1.3 cm., del extremo proximal para que por ahí se traspase el tornillo 3/16 y sirva de eje giratorio para la estructura cilíndrica en el sentido axial (foto 2).

Y para que la estructura cilíndrica ahora giratoria, pueda dársele posición rígida en el ángulo deseado se maquinó con machuelo en la perforación a 3.5 cm., del extremo, para pasar un tornillo 3/16, con cabeza 7/16 y éste al aplicar torque penetre hasta tener contacto con la paleta ya insertada en su eje, y le aplique una fuerza que le llevará a un contacto cada vez con mayor presión contra la pared contralateral y pueda detenerse el movimiento de flexo-extensión que realiza la estructura cilíndrica sobre su eje axial (foto 2). Los grados que alcanza son de 60 grados a flexión y 60 grados a extensión.

Glosario

Resistencia	Carga Máxima que se verifica en ensayos controlados. Se expresa en Newtons, N (aproximadamente 102 gramos).
Rigidez	Inclinación de la curva carga-desplazamiento en su porción recta inicial. Se expresa en N/mm . La rigidez expresa la oposición que un cuerpo opone a ser deformado (en este caso estirado), cuando se le aplican cargas externas en ensayos controlados. Un material más rígido tendrá una mayor inclinación, por lo que tenderá a ser vertical el comportamiento de la curva; por el contrario un material más flexible (menos rígido) tenderá a ser horizontal.
Energía a Carga Máxima	Al aplicar una fuerza externa y deformar un cuerpo se requiere suministrar energía de deformación. En este caso, la energía que se requiere para llegar a la carga máxima es la denominada energía a carga máxima, y está representada en la gráfica carga- desplazamiento por el área bajo la curva, contando desde el inicio hasta el punto de carga máxima. Se expresa en $N\cdot mm$.

Energía Total

Es la energía de deformación que se requiere para llevar la pieza hasta la falla en ensayos controlados. Se estima a partir del área bajo la curva en la gráfica carga-desplazamiento. Se expresa en *N/mm*.

RESULTADOS:

El material utilizado para la fabricación del tutor externo, o fijador externo, fué Aluminio 6061 para casi toda la estructura, así se menciona la estructura rectangular tubular (1) y la barra rectangular (2), que tiene una estructura en forma de paleta en el extremo de material acero 316. La estructura rectangular tubular (foto 3) que mide 15 cm de largo, tiene 3 lados, con paredes de 4mm, dejando un hueco a lo largo en el centro de 1.5 cm x 1.9 cm, y una cuarta pared de 7mm de espesor, a los lados tiene las perforaciones en número de 11, de 5mm de diámetro con 1.25 cm. de separación de centro a centro, equidistantes entre uno y otro, por donde se pueden pasar clavos de schanz de un lado a otro, calibre 4.7mm, y en direcciones distintas, a 90 grados respecto al eje del fijador, a 45 y a 125 grados. La estructura rectangular tubular tiene tres perforaciones de 3/8 de pulgada de diámetro al frente, en tres sitios equidistantes de 6.5 cm de centro a centro, longitudinalmente y por el centro de la barra; en donde se colocaron los 3 tornillos de 3/8 de diámetro con cabeza de 7/16 pulgadas.

La barra rectangular (foto 4) mide 28 cm. x 1.8 cm. x 1 cm. En el lado devastado de 1.3 cm. de diámetro, en el trayecto de su longitud hasta 22.5 cm., con paredes laterales de 3mm y de una profundidad de 5mm.. Más distal a los 22.5 cm. hasta los 23.5 cm. es rectangular, para posteriormente de los 23.5 cm. a los 28 cm. cilíndrica de 9/16 pulgadas de diámetro. Y en éste extremo cilíndrico un tornillo con cabeza en forma de paleta con una perforación por donde pasará el tornillo que servirá de eje. Hecho esto terminamos dos elementos modulares, el primero rectangular tubular y el segundo en barra rectangular, la cual se introduce uno en el tubular rectangular

del otro, quedando acomodados al armarse, el lado devastado de la barra rectangular hacia la cara de la barra con orificios para tornillos de 3/8 de pulgada, los cuales le darán compresión a la barra rectangular en dirección contra la pared del fondo de la estructura tubular, y en ese trayecto comprimir con el lado liso, la totalidad de los clavos, que se encontrarán ahí, cuando pasen a través de sus orificios de 5mm.. (fig. 1).

Una tercera estructura cilíndrica de aluminio de 3 cm de diámetro por 5 cm. de longitud, con 2 orificios de 5mm, de 1.3 cm., de separados de centro a centro, transversales y giratorios 360 grados, que servirán para el paso de clavos de schanz de 4.7mm.. Un espacio hueco de lado a lado de 9mm y 2.5 cm. de longitud en donde entra la pieza de acero en forma de paleta, de manera que articula con la pieza cilíndrica para permitirle 2 grados de movimiento, flexión y extensión de 60 grados cada uno, que son combinables a los movimientos rotatorios de los clavos de schanz de 360 grados. Tiene dos perforaciones a 3.5 cm. y 4.5 cm., una es el tornillo que funciona con cabeza 7/16 atornillable que hace las veces de seguro al comprimir la paleta de acero a la aplicación de torque y evitar sus dos grados de movimiento manteniéndolo rígido y otro tornillo que funciona de eje en su movimiento axial (foto 2).

Queda así terminado el prototipo de tutor externo que armado se observan las piezas descritas. (foto 5).

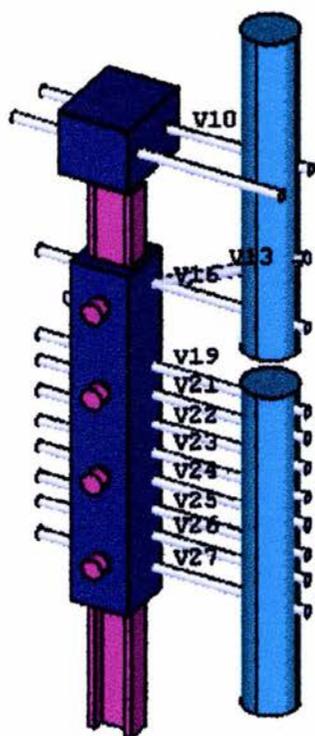
El prototipo terminado pesa 480 gramos.

La estructura rectangular tubular (1) y la barra rectangular (2), con extremo cilíndrico y paleta de acero, que articula a la estructura cilíndrica; al acoplarse permiten un deslizamiento para poder ajustar el tamaño del fijador externo y adecuarlo a las necesidades del paciente de manera que lo mas corto posible que

pueden estar los clavos al sitio de la no unión es inmediato, así también las medidas de extremo a extremo en lo mas corto posible es 26.5 cm. y lo más largo posible de extremo a extremo es 32.5 cm. que consideramos es suficiente para fijar la mayoría de tamaños de húmeros. La capacidad de deslizamiento de uno dentro de otro permite que entre las dos estructuras se pueda alcanzar una distancia con los clavos puestos divergentes a 125 grados de 39 cm. Los clavos de schanz se pueden pasar por las 11 perforaciones, en las 3 posiciones permitidas para cada uno de 45 grados, 90 y 125 grados y todos ellos al momento de llegar a la posición deseada y fijada la no unión, son susceptibles de apretarse con uno solo de los tornillos 3/8 de la estructura tubular, que fija dentro de ella a la estructura rectangular, además de permitir completar y mejorar la rigidez con la acción de los otros dos tornillos de la estructura tubular al apretarlos.

El prototipo cumple con las expectativas de estética es de color blanco aluminio liso, brillante, e inoxidable.

FIGURA 1
MODELO COMPUTADO



Estructura rectangular tubular
Barra rectangular Tornillos compresores
lado devastado

FOTO 1
ESTRUCTURA CUBOIDE

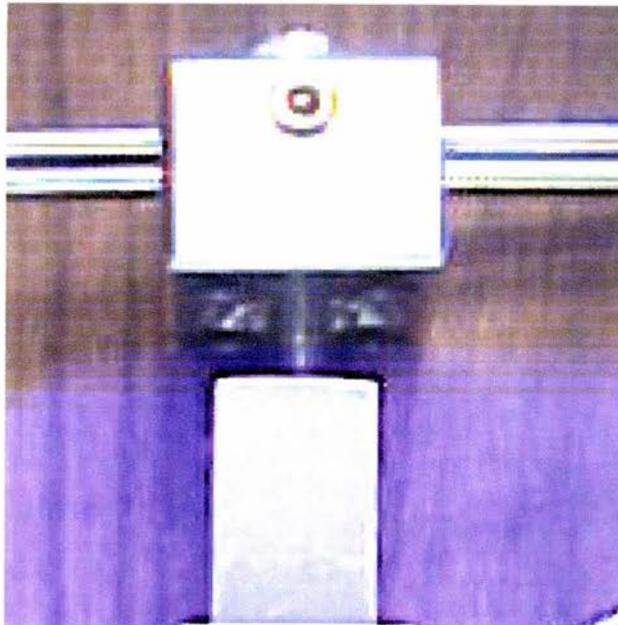
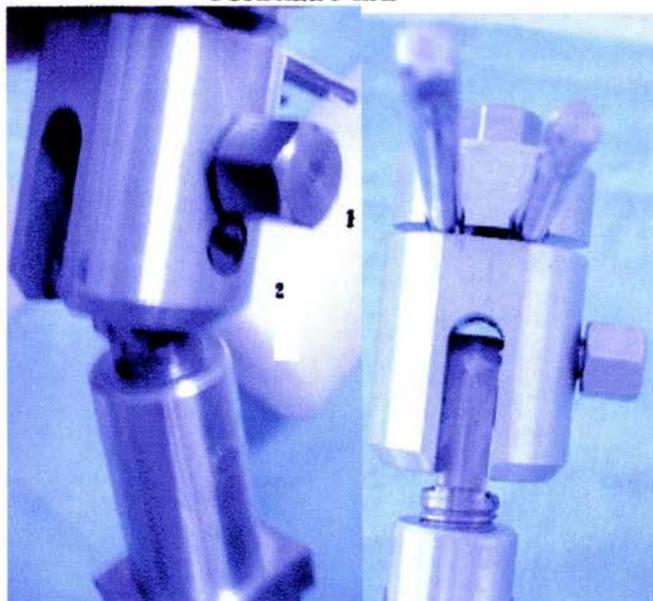
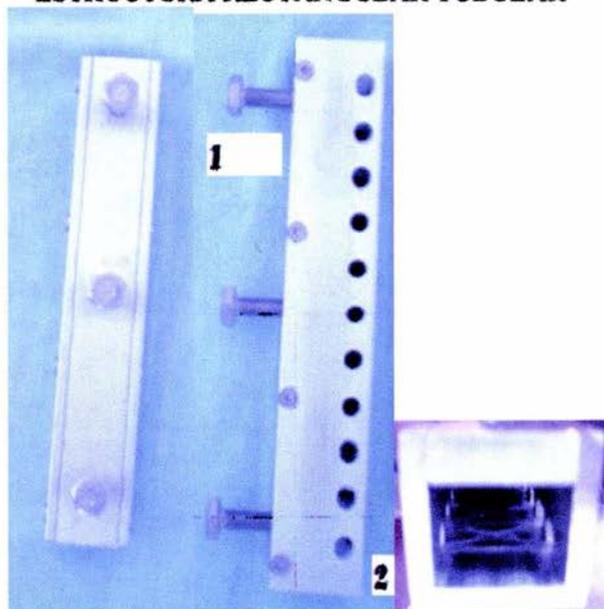


FOTO 2
TORNILLO SEGURO Y
TORNILLO EJE



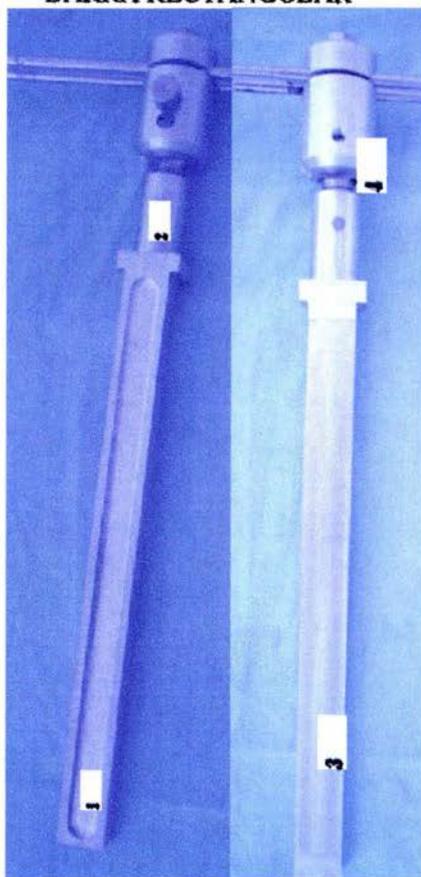
- 1.- SEGURO
- 2.- EJE

FOTO 3
ESTRUCTURA RECTANGULAR TUBULAR



- 1.- Tornillos de compresión
- 2.- Orificios para clavos schanz

FOTO 4
BARRA RECTANGULAR



- 1.- Lado devastado
- 2.- Extremo cilíndrico
- 3.- Lado liso
- 4.- tornillo de acero

FOTO 5
VISTA FINAL



DISCUSIÓN

La no unión es una complicación que sigue a las fracturas de la diáfisis humeral y ésta incidencia es variable con los diferentes procedimientos terapéuticos aplicados (1).

Diferentes autores han reportado buenos resultados, y con diferentes formas de abordar el problema.

Barquet y cols. recomiendan el uso de fijación interna rígida con placas de compresión como la mejor solución y enfatizan la ventaja de decorticar la esclerosis, colocar injerto óseo, para ayudar a consolidar en las no uniones, no reactivas. (1).

Coventry y cols., señalan que los pasos a seguir para llegar a la consolidación son quitar la infección, inmovilización con injerto y estabilización, utilizando placas y clavos (17), en concordancia con Loomer y cols. (3), Rosen, que se inclina por las placas (6) y Ring, que agrega es necesaria una vascularidad adecuada (22, 23).

Según Behrens Los fijadores simples como Denma, Murray, Oxford, Roger Anderson, y ASIF tubulares tienen las desventajas de que los fragmentos fracturarios deben ser reducidos antes de la colocación de los fijadores y una vez aplicados, la angulación y particularmente la rotación no puede ser posible ajustar sin que haya necesidad de cambiar uno o más clavos (7). El fijador que desarrollamos tiene el inconveniente también de que la angulación se podrá corregir en dos planos solamente, una vez colocado, y no en cuatro planos, pero sí está en ventaja por tener la capacidad de mejorar la rotación y reducir la fractura.

Los fijadores con clamps tienen la desventaja, que la medida de los orificios en los clamps marcan la medida de los clavos. El número de construcciones estructurales es limitado pero están disponibles en un gran número.

Para retirar un clavo infectado es necesario retirar el clamp. Si se pierde un clavo no es posible cambiar la configuración sólo desarmándolo todo. Y el tiempo de colocación va de 2 a 6 horas (7). . En el nuestro no ocurre así y el tiempo de colocación suponemos será 40 minutos, pero será hasta la fase clínica cuando lo sabremos.

Los fijadores circulares permiten ajustar gradualmente en la mejor posición los segmentos fracturarios en todos los planos (8).

De los fijadores comparados entre sí por Behrens, el fijador de Hoffmann, fijadores tubulares uniplanares AO bilateral y unilateral, con una barra o doble barra, y biplanares AO, se demuestra que la configuración más rígida es la biplanar unilateral (9). Así también Hayda y cols., dentro de sus factores mencionados como agentes etiológicos de no unión subrayan la inmovilización inadecuada como uno de ellos (4). De lo que se puede observar que no por ser el menos rígido está destinado a fracasar en la clínica, como se mencionara por Chao, y sin conceder aún pues no tenemos resultados claros de ensayos mecánicos controlados.

Sladicka y cols., concluyen comparando 8 fijadores, que no hay uno en cuanto a resistencia mejor en todo, mencionando al Torus mejor en torsión, el monotubo rojo en carga axial, flexión anterior y lateral. Los fijadores Hammer y Hoffman los más pesado y los fijadores Torus y Hexfix los más caros (26).

Los diferentes autores en determinado momento hacen énfasis en la resistencia como Chao y cols. con experimentos en perros hacen notar la importancia de aparatos que ofrezcan la suficiente rigidez para lograr la consolidación ósea (10).

La técnica quirúrgica es uno de los factores que influyen en la consolidación y haciendo desbridamiento local, fijación externa, y además placa, colocación de injerto y antibioticoterapia demostró ser efectivo en casos de no unión infectada de húmero.

Recomendando Chao el uso de fijador hoffmann (11). Pero que en otros estudios demostró no ser el más rígido. Enn y cols. Mencionan además la recanalización en su procedimiento quirúrgico, utilizando como método de fijación el clavo bloqueado e injerto mencionando ventajas de los clavos sobre las placas (15).

Goh y cols., haciendo los planteamientos necesarios para lograr una rigidez adecuada en el sitio de fractura, diseñan y prueban su propio fijador externo, no encontrando diferencia significativa contra los fijadores AO, en huesos largos, y comprueban que está acorde a las características requeridas de acuerdo a lo mencionado por Chao, Williams, Behrens y Wynn Jones, de menor costo y efectivo en el tratamiento (20).

Júpiter y cols., intentando con otro método de inmovilización quirúrgica coloca una placa angulada afilada e injerto, en los casos de la no unión subcapital con buenos resultados (21), Safa coloca una placa con un implante o candado schulli, en pacientes con no unión y osteoporosis (19) y Wu utiliza un clavo bloqueado con una grapa para hueso en la no unión (14).

Kummer compara diferentes materiales en fijadores circulares con diferentes configuraciones y no encuentra diferencia significativa cuando utiliza aros de acero, titanio y aluminio, aunque no especifica las cualidades de aleación del aluminio. Menciona además las dificultades técnicas en la clínica para lograr los ángulos que in vitro demostraron mayor rigidez, pero también buenos resultados al final (24), en concordancia con Lammens y cols. (2), patel y cols. (12).

Podolsky y cols. Dejan claro que con el fijador de aros cuando la carga es axial la configuración es mejor con los clavos haciendo ángulo a 90 grados, y de 45 grados en torsión, y que es mejor colocar clavillos con olivas que los lisos, aplicando torques que van de los 50 a 130 Kg (25). Pero se sabe que el fijador de aros tiene el inconveniente de ser transfectivo y con ello mas riesgoso a la colocación, incómodo, y de alto costo.

Emmerson y cols., tratan la no unión con la colocación de placa y clavo endomedular bloqueado in situ, mencionando buenos resultados (18).

Con una serie de 12 pacientes con clavo de Kuntscher e inmovilización por meses, ha demostrado buenos resultados Niels, a pesar de no poner un clavo bloqueado, y no ofrecer rigidez antirotacional, reconociendo que es un problema difícil de tratar indistintamente al método de tratamiento (16).

Colchero y Olivares, hacen una revisión en nuestro medio para hacer notar la importancia de la rigidez que debe tener el implante, desarrollando además una técnica quirúrgica y un clavo sólido más rígido fijo al hueso por pernos (5).

Elfick y cols., desarrollaron el diseño de un material plástico para poder estudiar las fuerzas que actúan en el húmero con mayor fidelidad que haciéndolo en hueso humano, mencionando fallas en el último de hasta 50 % (27).

Como se puede analizar hay muchos tratamientos actualmente, que se han desarrollado en diferentes lugares y por diferentes personas, entre ellos mencionan los factores comunes de éxito para la consolidación y están en la técnica quirúrgica y en la rigidez. Cada uno de los implantes desarrollados logra resistir cierta cantidad de esfuerzo en menor o mayor medida y hay confusión al mencionar que los aparatos más rígidos por ser los mejores, son los únicos que tendrán éxito, así a ejemplo citamos la controversia en que Chao recomienda el fijador Hoffmann que Behrens había registrado con menor resistencia en su estudio comparativo que el fijador biplanar unilateral por lo tanto da a entender que no funciona.

Faltan estudios biomecánicos para éste diseño antes de pasar a la fase de prueba in vivo, pero por las características observadas en los otros diseños, el apego a los principios de fijación en su desarrollo, las características de la aleación de aluminio

6061, el acero 316, la experiencia del director de la investigación, la facilidad de manejo para colocarse rápido en un procedimiento no quirúrgico gracias a que tiene todas las cabezas de tornillo en una sola medida y que todos los clavos se fijan con sólo tres tornillos, la versatilidad de sus configuraciones, la ventajas de anclaje en osteopénicos por las posiciones de los clavos convergentes y divergentes, la capacidad de hacer ajustes en plano axial, los grados de movimiento de la estructura cilíndrica en el extremo, se hipotetiza tendrá la rigidez suficiente para pasar las pruebas biomecánicas de resistencia y a futuro inmovilizar adecuadamente para ayudar a la consolidación de la no unión de húmero.

Al no saber los resultados del fijador externo fabricado en aluminio 6061, y saber si es suficiente la resistencia que tendrá o dará la rigidez necesaria, no se pensó en desarrollar otro en diferentes materiales, como titanio o acero, lo cual también abre otra línea de investigación para que conozcamos nuevos datos resultantes en otros materiales con la misma forma de fabricación y las mismas configuraciones; pues pensamos que el que el fijador externo logre soportar la sollicitación, para ser adecuado a colocarse en un paciente real, sólo es un problema técnico que será cuestión de tiempo en que terminen las otras líneas de investigación para que logre resolverse.

Sólo posterior a las pruebas mecánicas controladas de laboratorio, inicialmente se podrá recomendar el uso del implante a los pacientes que no tengan las condiciones necesarias para obtener un implante previamente utilizado y funcional; como una mejor opción que el tratarlo con inmovilización externa de yeso o sintético, que conocidamente en la mayoría de los casos en base a lo descrito, fracasará en el intento de consolidación

CONCLUSIONES:

Se encuentra aún en fase de experimentación.

El ahora prototipo no está desarrollado para todos los casos de no unión de húmero.

Técnicamente tiene ventajas sobre las placas, para dar buenos resultados en los casos de no unión de húmero (infectadas y no infectadas) subcapitales, en los que ya no es posible colocar la placa por osteopenia o desperiostización dado por la infección o por un implante anterior.

Técnicamente tiene ventajas sobre los clavos no bloqueados porque ofrece estabilidad rotacional.

Técnicamente tiene ventajas sobre los clavos bloqueados cuando la patología local no permite la colocación de un clavo endomedular con su perno proximal.

Económicamente tendrá ventajas sobre los fijadores comprobadamente funcionales que hay en el comercio actual por ser de un costo muy inferior.

BIBLIOGRAFÍA

- 1.- BARQUET, M.D., A. FERNANDEZ, M.D., J. LUVIZIO, M.D., AND R. MASLÍAH, M.D.
A Combined Therapeutic Protocol for Aseptic Nonunion of the Humeral Shaft: A Report of 25 Cases. J Trauma 1989 Jan ;29(1):95-98.

- 2 .- Lammens Johan, MD; Gilles Bauduin,MD; Ronald Driesen, MD; Pierre Moens, MD, Stuyck jose, MD; luc De smet, MD, PhD; and Guy Fabry, MD,PhD.Treatment of nonunion of the humerus Using the Ilizarov External Fixator. Clin Ort and Rel. Res.1998;353:223-230.

- 3 .- Loomer, Kokan
Non union in fractures of the humeral shaft
Injury Br 1976;7(4): 274-278

- 4 .- Hayda, Brighton, esterhai
Pathophysiology of delayed healing
Clin Ort and Rel. Res.1998: 355 S:S31-S40.

- 5 .- Colchero Rozas- Olivares Pérez . Tratamiento de las pseudoartrosis humerales con clavo intramedular fijo al hueso por pernos Rev Mex Ort. 1988; 2 (3) jul.:83-86

- 6 .- Rosen Howard, MD. The tratment of nonunions and psudoarthroses of the humeral shaft. Orth clin.of North Am..1990;Octubre;21(4):725-742.

- 7.- Behrens Fred, M.D., F.R.C.S.(c.)
A primer of fixator devices and configurations Clin. Ort. and rel.
res.1989,april,241:5-14
- 8.- Behrens Fred, M.D., F.R.C.S.(c.)
General Theory and principles of external fixation. Clin. Ort. and rel.
res.1989,april,241:15-23
- 9.- Behrens, M.D., F.R.C.S.(C.),* AND WESLEY JOHNSON, M.S.M.E.**
Unilateral External Fixation Methods to Increase and Reduce Frame Stiffness
Clin. Ort. and rel. res.1989,april,241:48-56
- 10 .- Chao Edmund Y.S.,Ph.D, Hannu T. Aro,M.D.,David G. Lewallen,M.D., and
Patrick
J.Kelley,M.D. The effect of rigidity on fracture Healing in External Fixation .
Clin Ort and Rel. Res.1989,april,241:24-35.
- 11 .- Chao-yu Chen, MD, Steve Wen-Neng Ueng, MD, and Chun-Hsiung Shih, MD
Staged Management of infected Humeral non Union J. Trauma.Inj.Inf. and Critical
Care 1997,43(5):793-98.
- 12.- Patel VR, Menon DK, Pool RD, Simonis RD.
Nonunion of the humerus after failure of surgical treatment. Management using the
Ilizarov circular fixator. J Boint and Joint Surg Br 2000 Sep;82(7):977-83.

13.- Vidal Francisco

Tratamiento de las fracturas complejas y complicadas del húmero mediante fijadores externos tubulares en el adulto.

Rev Mex Ort Traum 1994;8(3):109-116.

14.- Chi-Chuan Wu, M.D. Humeral Shaft Nonunion Treated by a Seidel Interlocking

Nail With a Supplementary Staple. Clin Ort and Rel. Res.1996;326: 203-208.

15 .- Enn Lin, MD, PhD, Sheng-Mou Hou, MD,PHD, and Yi-Shiong Hang.MD.

Treatment of humeral shaft delayed unions and nonunions with humeral locked nails.J. fo Trauma: Inj.inf. and critical care.2000;48(4): 695-703.

16 .- Christensen niel olaf

Kuntscher Intramedullary Reaming and Nail Fixation for Nonunion of the Humerus

Clin Ort and Rel. Res.116 (mayo):1976:222-26

17.- Coventry Mark B.,M.D.,and Edwin L. Laumen, M.D. Ununited fractures of the

Middle and Upper Humerus. Special problems in treatment. Clin Ort and Rel.

Res.1970,April;69:192-198.

18.- Emmerson KP, Sher JL.Wansbeck

A method of treatment of non-union of humeral shaft fractures following treatment by locked intramedullary nail: a report of three cases.

Injury 1998 Sep;29(7):550-2

- 19.- Safa Kassab, MD; Jeffrey W. Mast, MD, and Keith A. Mayo, MD. Patients Treated for Nonunions with plate and Screw Fixation and Adjunctive Locking Nuts. Clin Ort and Rel. Res.1998;347:86-92.
- 20.- Goh, thambyah, Noor, Bose
Evaluation of a simple and low-cost external fixator
Injury 1997 jan;28(1):29-34
- 21.- Júpiter J.B. and Mullaji A.B. Blade plate fixation of proximal humeral nonunions. Injury, 1994, July;25: 301-303.
- 22.- Ring , Jupiter, Quintero
Atrophic ununited diaphyseal fractures of the humerus with a bony defect: treatment by wave-plate osteosynthesis. J Boint Joint Surg Br 2000, Aug 82(6):867-71
- 23.- Ring David, MD, Bertrand H.Perey, MD., F.R.C.S.(C), Júpiter J.B., MD, The Functional Outcome of operative treatment of ununited fractures of the humeral diaphysis in older patients. J. Bone, Joint Surg 1999, February; 81-A(2):177-190.
- 24.- Kummer Frederick
Biomechanics of the Ilizarov fixator
Clin Ort and Rel. Res.1992;280(jul):11-14

25.- Podolsky, Chao

Mechanical performance of Ilizarov circular external fixators in comparison with other

external fixator. Clin Ort and Rel. Res. 1993 Aug(293):61-70.

26.- Sladicka, Duffin, Erpelding.

A biomechanical strength comparison of external fixators

J Trauma 1998 Jun 44(6):965-69.

27.- Elfick, Bedi, Port, Unsworth

Design and validation of a surrogate humerus for biomechanical testing.

Journal of Biomechanics 35(2002) 533-536.