

Enclavijamiento Endomedular Bloqueante Técnica Kuntscher Modificada*

Dr. Carlos Mario González V.

RESUMEN

A través de la historia se han intentado múltiples alternativas para el tratamiento de las fracturas complejas de la diáfisis femoral, incluyendo entre otras: Tracciones esqueléticas, yesos bisagrados, clavos endomedulares asociados con cerclaje de los fragmentos óseos, etc., hasta lograr finalmente en la época actual, consolidar el diseño de los clavos bloqueantes, que permitieron solucionar con gran versatilidad estos difíciles problemas quirúrgicos.

Múltiples factores inciden en el alto costo final de los implantes, como son la necesidad de importar el material, la complejidad del instrumental necesario para su aplicación, etc. determinando que una cantidad considerable de pacientes de escasos recursos económicos, resulten marginados de esta posibilidad técnica y finalmente reciban alternativas de tratamiento relativamente más económicas, pero definitivamente más costosas en parámetros de tiempo de hospitalización, resultado funcional final, retraso en el reintegro laboral, etc.

Fue así como iniciamos en el Servicio de Ortopedia de la Universidad de Antioquia, en junio de 1991, un trabajo experimental y prospectivo, que pretendía modificar el clavo tradicional de Kuntscher, para convertirlo en un clavo bloqueante con versatilidad y especificaciones muy similares a los implantes importados disponibles en el mercado. Simultáneamente se diseñó un instrumental adecuado para su colocación y finalmente se procedió a aplicar la técnica en pacientes hospitalizados en el Servicio de Policlínica, con fracturas complejas de la diáfisis femoral, interviniendo en un periodo de dos años, un total de 93 pacientes, con resultados clínicos y radiológicos, complicaciones, tiempo de consolidación, etc. muy similares a los publicados por diferentes autores con otras series bloqueantes.

OBJETIVOS

1. Desarrollar una técnica que permita convertir el clavo trebolado de Kuntscher, en un clavo bloqueante, para ser aplicado como tratamiento de las fracturas complejas de la diáfisis femoral.
2. Evaluar los resultados clínicos y radiológicos de los pacientes intervenidos en esta técnica en el Hospital Universitario San Vicente de Paúl durante el período comprendido entre junio de 1991 y junio de 1993.

MARCO TEORICO

Recuento Histórico

Los primeros informes que se tienen en la literatura sobre el enclavamiento endomedular de fémur, datan

* Resultados clínicos y radiológicos de la técnica de Enclavamiento Endomedular Bloqueante, con varillas modificadas de Kuntscher, para el tratamiento de las fracturas complejas de la diáfisis femoral. Hospital Universitario San Vicente de Paúl, Medellín. Junio de 1991 a junio de 1993.

de 1875, cuando Heing y Bardenheuer (1) colocan las primeras clavijas de marfil, por dentro del canal medular en un fémur humano.

Posteriormente Bruns y Bircher en 1886 (2) utilizan esta técnica en el tratamiento de pseudoartrosis y fracturas recientes y establecen que longitud del clavo debe ser adecuada a la longitud de la extremidad, para lo cual utilizan piezas prefabricadas de marfil.

En 1890, Gluck's introduce la utilización del metal en el enclavamiento de las fracturas de fémur (3) y adiciona dos clavijas de marfil a ambos lados de la fractura, creando así el primer clavo bloqueante del cual se tenga informe en la literatura mundial.

Muchos materiales se utilizaron para estabilizar las fracturas, incluyendo: huesos de pescado, cuernos de diferentes especies animales, huesos de cadáveres, tornillos de material óseo, plata, magnesio, etc. hasta que finalmente Müller (4), introdujo la utilización del acero en cirugía, el cual con algunas modificaciones sigue utilizándose actualmente.

Características de los Implantes de Acero Inoxidable

Numerosos diseños de implantes quirúrgicos se han realizado y una gran diversidad de nuevos materiales han sido experimentados, pero continúa siendo el acero el material de osteosíntesis más utilizado en el mundo.

La asociación Suiza para el estudio de la osteosíntesis (A.O.) (61) ha impulsado el estudio y perfeccionamiento del material, cuidando de que los implantes sean perfectos, compatibles con el medio interno, resistentes a la corrosión y adaptables a los huesos de diferentes formas. Los implantes A.O. son contruidos en acero inoxidable auténtico del tipo V4A, con límites de aleación compatibles con las normas alemanas.

Composición Química

La rigurosidad de las técnicas de aleación, determinará finalmente, la resistencia a la corrosión, así: el contenido de cobre debe ser mínimo, ya que proviene de material contaminado que generalmente no sólo aporta cobre sino otras impurezas. Los implantes quirúrgicos contienen concentraciones de cobre 5 a 10 veces más bajas que las recomendadas por las normas oficiales. Las concentraciones de fósforo y azufre son menores de 0.025% y 0.010% respectivamente. Estas inclusiones ocasionan corrosión por picadura del acero (46).

Uniformidad

Una aleación homogénea del material evita corrosión galvánica; el uso simultáneo de acero con aleaciones diferentes, presenta diferentes potenciales de picado; si contactan ambos materiales, es previsible una mayor velocidad de corrosión en el implante, con mayor contenido de inclusiones (El contenido de inclusiones se determina de acuerdo con la asignación A.S.T.M.: American Society For Testing and Material).

Homogeneidad (46)

La homogeneidad depende del tratamiento térmico y de la composición química del implante.

Tamaño del Grano

Los materiales utilizados para la construcción de los implantes A.O. deben contener granos de tamaño menor o igual al número 5 de la norma internacional A.S.T.M. (debe evitarse incluir granos de mayor tamaño).

Control de Calidad

Los ensayos de control y suministros de los aceros, deberán estar adecuadamente certificados por los fabricantes. Los ensayos incluyen: pruebas magnéticas, control metalográfico, medidas de dureza y resistencia y ensayos de corrosión.

Tolerancia Fisiológica de los Implantes

El acero terminado se coloca experimentalmente en cultivos de células embrionarias, en modelos animales y se observa la alteración en el crecimiento celular que este induce. Se ha encontrado que el acero quirúrgico no interfiere en forma alguna con el crecimiento celular (48).

Los implantes extraídos son igualmente examinados y no se ha encontrado en ellos signos significativos de corrosión. En los implantes endomedulares bloqueados se han encontrado microzonas de corrosión en el sitio donde contactan el tornillo y el clavo, sin que se evidencie alteración clínica correspondiente.

Rotura de los Implantes

Los implantes A.O. no son prótesis, son tutores que mantienen o comparten la resistencia a la carga con el tejido óseo, mientras éste consolida. El implante es diseñado para ser extraído (61). Si es sometido indefinidamente a cargas de flexión, se fatiga y finalmente se rompe (25).

TECNICAS Y PROCEDIMIENTO

Población

Total de pacientes intervenidos por la técnica de Kuntscher bloqueante en el Hospital Universitario de San Vicente de Paul, durante el período comprendido entre junio de 1991 y junio de 1993.

Tipo de Estudio

El siguiente estudio ha sido dividido en dos partes: la primera corresponde a una fase experimental, en la cual se modificó el clavo de Kuntscher y se construyó un instrumental apropiado para su aplicación. La segunda fase, correspondiente a la aplicación clínica de la técnica, se presenta como un estudio descriptivo longitudinal y prospectivo.

Técnica de Kuntscher Bloqueante

El sistema comprende:

1. Bloque proximal
2. Bloque distal
3. Guía localizadora proximal
4. Punzón
5. Tornillos proximales
6. Instrumentos varios

Bloqueo proximal

El segmento proximal del clavo de Kuntscher de corte transversal trebolado, es modificado en frío, haciéndolo circular en una longitud de 2 cms. para elaborar una superficie roscada en su interior, rosca fina, calibre 0 mms., que permite ser sujeta firmemente por un tornillo adaptable a una guía localizadora proximal.

Se realizan dos perforaciones orientadas transversalmente y localizadas a 5 y 7.5 cms respectivamente del extremo proximal (diámetro 5 mms). El extremo proximal posee dos fenestraciones para articularse con dos localizadores internos de la guía proximal controlando así, la rotación del sistema.

Bloqueo Distal

El extremo distal de la varilla es perforado en sentido transversal a 2 y 4 cms del extremo. La punta es cerrada circularmente, utilizando soldadura 316 lbs., procesada en frío según especificaciones A.S.T.M., controlando así la tendencia que de la varilla a colapsarse en su ranura, deformando los orificios preperforados, lo cual dificultaría la introducción de los tornillos distales durante el acto operatorio.

Guía Localizadora Proximal

Se diseñó una guía localizadora de los orificios proximales, en forma de C, para sujetarla a la rosca del clavo con un tornillo canulado, permitiendo que la guía emerja del sistema sin tope.

El extremo distal de la guía, se diseñó con un cabezote plano, en el cual se sujetan las dos camisas de perforación y la guía para el tornillo, los cuales conducen la broca directamente hacia la cortical lateral y al orificio de la verilla, a nivel del área subtrocantérica. Posteriormente a través de la segunda guía, se introduce el tornillo proximal. La guía posee en su interior dos indicadores de posición que bloquean la varilla evitando rotaciones del sistema.

Punzón

Construido en acero inoxidable, permite abordar el canal medular a través del trocánter mayor. Consta de un alma y una camisa, que permiten que, una vez retirada el alma, se introduzca la guía de reducción (3 mms) a través de la camisa sin necesidad de reubicar el orificio.

Tornillos Proximales

Se utilizan tornillos corticales 4.5 A.O. convencionales de acero inoxidable 316 lb, cabeza hexagonal, punta de lanza (que funciona como auto-roscante), a los cuales se les lima la cabeza, permitiendo que se dirijan a través de la camisa, en forma completamente perpendicular hasta el orificio realizado.

Instrumental

Incluye el instrumental quirúrgico completo, protector de piel proximal, perforador eléctrico o de aire, manipulador de guía de reducción y punzón radiolúcido, para la localización de los orificios distales. Se dispone de un set completo, con varillas de diferentes diámetros y longitudes.

RESULTADOS

Análisis de las Variables de Frecuencias

El 95% de los pacientes intervenidos son menores de 44 años, en su mayoría de sexo masculino (60%) y no se presentaron fracturas bilaterales.

Las fracturas abiertas conminutas tipo AI TO NO VO (clasificación A.O.), siendo más frecuentes las localizadas a nivel del tercio medio de la diáfisis femoral y en el 30% de los pacientes se encontraron fracturas asociadas.

El intervalo prequirúrgico expresado en nuestro informe preliminar ha disminuido progresivamente de 20 días, en la medida en que nuestra técnica ha ganado credibilidad y hemos perfeccionado la fabricación de implantes e instrumental. En el momento actual la mayoría de nuestros pacientes son intervenidos antes del 5º día, lo cual nos ha permitido aumentar porcentualmente el total de enclavamientos cerrados y disminuir el tiempo quirúrgico.

Las complicaciones intra y postoperatorias, al igual que los resultados radiológicos, alineación de la extremidad, tiempo de consolidación, rotura por fatiga del implante, son comparables a los publicados en la literatura con otras técnicas bloqueantes (63), (54), (47), (33).

Resultados de las pruebas de Resistencia de Materiales

Se midió la resistencia de la varilla original de Kuntscher sometida a diferentes fuerzas de compresión, flexión, impacto, se cuantificó su dureza y se comparó con la varilla modificada, para lo cual utilizamos el Laboratorio de Resistencia de Materiales de la Universidad de Antioquia. Previamente calcularemos tamaño de las probetas que se utilizarían, de manera que los resultados con ellas obtenidos fueran representativos del comportamiento global del implante.

Prueba de Compresión

Se utilizó una máquina universal para ensayos de resistencia, con graduación de 0 a 3.000 kilogramos, encontrando los siguientes resultados: la varilla standar de Kuntscher muestra una resistencia a la compresión axial de 3.000 kilogramos (3 toneladas), límite por encima del cual el material pierde sus propiedades elásticas y registra una deformación plástica (irreversible) que impide que el material una vez suspendido el estrés, recuperar su forma y propiedades originales.

Las probetas roscadas y perforadas que simulan el segmento proximal de la varilla modificada, registran una resistencia a la compresión axial de 1.35 toneladas; las probetas doblemente perforadas que simulan el extremo distal de la varilla registran una resistencia de 1.1 toneladas.

Prueba de Impacto

Se utilizó un impactómetro convencional con ángulo de caída de 160 grados, mazo de 25 kilogramos y 3.000 "joules" de capacidad de impacto. El registro se obtiene al soltar, por acción de la gravedad, el

mazo contra la probeta colocada en la parte inferior; en la pantalla se registra el momento de la fatiga del implante.

Los resultados son los siguientes:

Las probetas standar muestran una resistencia al impacto de 108 "joules". Las probetas perforadas resistieron en promedio 34.3 "joules", límite por encima del cual se presentó deformidad de tipo plástica. Preocupados por esta diferencia significativa, quisimos conocer la resistencia de un clavo bloqueante comercial al impacto; calculamos el tamaño de la probeta representativa y encontramos una resistencia promedio de 52 "joules".

Prueba de Flexión

Se utilizó una máquina universal que comprime desde los extremos la varilla completa (38 x 12), encontrando una mayor resistencia a la flexión de la varilla modificada (150 kilogramos), comparada con la varilla standar (120 kilogramos), resistencia generada por el hecho de cerrar ambos extremos de la varilla ranurada, confiriéndole características semitubulares.

Fuerza de Dureza

Se utilizó un durómetro marca Heckert, que mide la impresión que una pirámide de diamante hace al material al ser descargada sobre la probeta desde una distancia predeterminada.

El material standard muestra una dureza de 324 unidades vickel, el material modificado en un área de rosca y soldadura muestra una dureza de 207 unidades vickel.

Fue así como finalmente obtuvimos un implante modificado con especificaciones muy similares a los implantes importados, con registro de resistencia muy por encima de las sollicitaciones fisiológicas a las que estaría sometido el implante una vez colocado en el fémur humano y que soportaría una carga axial mayor de una tonelada, una resistencia a la flexión de 150 kilogramos, un impacto de 34 joules y características de dureza similares al material standard.

DISCUSION

Aspectos Epidemiológicos

Algunas consideraciones deben ser tenidas en cuenta en lo relacionado con el comportamiento de las variables y las pruebas de resistencia de materiales a las que fue sometido el implante.

El paciente promedio de la serie, es un hombre joven, laboralmente activo, soporte económico de la familia, que generalmente por motivos de violencia sufre una fractura conminuta del tercio medio del fémur; sin otras fracturas asociadas, que no dispone de seguridad social y soporta enormes dificultades para la consecución del implante quirúrgico requerido para su intervención.

Si analizamos detalladamente el promedio "días estancia" de los pacientes intervenidos (21.6 días) podría resultar excesivamente elevado, al compararlo con otras series, donde los pacientes disponen de recursos y son intervenidos en forma precoz; pero puede resultar considerablemente baja, si se le compara con el tratamiento alternativo al que serían sometidos estos pacientes, consistente en 2 meses de hospitalización con tracción esquelética y 2 meses más de reposo en casa, con yeso bisagrado, con las gravísimas consecuencias médicas, sociales y personales al que éste tratamiento conduce.

El enclavamiento bloqueante es una cirugía exigente y difícil, lo cual se traduce en un tiempo quirúrgico alto. Es así como el tiempo promedio quirúrgico calculado en 122 min, con límite superior e inferior de 45 y 240 minutos respectivamente, si bien parece ser alto, es aceptable, si se considera que los pacientes fueron intervenidos tardíamente (20 días en promedio); además figuran en la serie dos pacientes con diagnóstico de pseudoartrosis, a quienes hubo necesidad de extraerles previamente el material de osteosíntesis, enclavijar y colocar injerto óseo en el mismo acto operatorio, procedimientos que elevaron notoriamente el tiempo quirúrgico promedio.

Es evidente como a medida que el personal en entrenamiento y el grupo quirúrgico en general se familiariza con la técnica, disminuye el tiempo quirúrgico empleado y la necesidad de abrir el foco de fractura para lograr la reducción.

Pruebas de Resistencia

La varilla de Kuntscher ha sido ampliamente utilizada para el tratamiento de las fracturas simples del fémur, con excelentes resultados. La gran mayoría de los ortopedistas se han familiarizado con su aplicación y sus propiedades mecánicas.

Antes de modificar el implante, se estudiaron sus propiedades mecánicas, encontrándose uno sobrediseñado, con capacidad de resistir grandes esfuerzos sin sufrir alteraciones en su estructura. Fue así como se pudo constatar cómo una probeta del implante original (tamaño normalizado) puede resis-

tir una compresión axial de 3 toneladas, un impacto de 110 joules y una flexión de 120 kgs. sin alterarse estructuralmente en forma irreversible.

Partiendo de estos hallazgos resultó sencillo realizar algunas modificaciones a la varilla, que si bien probablemente disminuirían algunas de sus propiedades, seguiría siendo lo suficientemente resistente como para soportar el stress funcional normal.

Se obtuvo una varilla modificada, con especificaciones muy similares a los clavos bloqueantes disponibles en el mercado, que soporta una carga compresiva axial mayor de una tonelada, un impacto mayor de 34 joules y una flexión de 150 kgs con características de dureza muy similares al implante original (207 U. Vickel), apta para ser aplicada para el tratamiento de las fracturas complejas de la diáfisis femoral.

CONCLUSIONES

1. La varilla de Kuntscher es modificada sin alterar significativamente sus propiedades mecánicas, para ser convertida en un clavo bloqueante con mayor versatilidad.
2. Las fracturas complejas del fémur pueden ser tratadas eficazmente con varillas de Kuntscher modificadas, aplicadas en forma bloqueante.
3. Es posible construir un instrumental preciso que permita colocar una varilla de Kuntscher bloqueante en forma similar a otros sistemas comerciales.
4. Los pacientes intervenidos quirúrgicamente, con la técnica Kuntscher bloqueante, evolucionan en forma similar a los intervenidos con otras técnicas bloqueantes, en lo referente a porcentaje de infección, resultado clínico-radiológico, tiempo de consolidación, etc.

Los resultados obtenidos en esta serie son reproducibles en otros niveles de atención.

5. No solamente resultan beneficiados nuestros pacientes. También se benefician nuestras instituciones que pueden optimizar el funcionamiento de sus servicios de urgencias.
6. No es objetivo del grupo de trabajo, en ningún momento ni bajo ninguna circunstancia, competir comercialmente con las casas productoras o distribuidoras de implantes quirúrgicos, única-

mente se pretende solucionar un problema social con ayudas que aproximen los recursos a la alta

tecnología disponible, objetivo que se considera logrado en su totalidad.

BIBLIOGRAFIA

1. Seligson, D. Concepts intramedular nailing, grone and stratton. 1985.
 2. Bircher, Eine never methods unmittelbarer retention bei frakturen der rochpen-knoche, verhandlgstsch ges.chir. 39-410. 1986.
 3. Gluck, Th. (1890): Die invaginations methode der osteo-und arthoplastik. Berliner klin. Wschr. 732-752.
 4. Muller, M., Allgower, M., Schneider, R., Willenegger, M. Manual der Osteosynthese A.O. Technik. Ed. Springer verlag, Berlin, 1977.
 5. Bechtol, C. Engineering principles applied to orthopaedic surgery. En: Instructional course lectures. The American Academy of Orthop. Surgeons. 1952. 9:257.
 6. Pankovich, A. et. al. Closed ender nailing of femoral-Shaft fractures. En" J. Bone Join Surg. Vol. 61-A. 1979. 2:222.
 7. Fritz, S. Caracteres implant used A.O. Ortrum. Pholer. Institute Strauman. Walbenburg. AG. CH. 44-37.
 8. Riquelme, A. et. al. Enclavado encerrojado. Hospital General Gregorio Marañón. Madrid. 1983.
 9. Uhthof, F., Finnegan. The effects of metal plates on post-traumatica remodelin an bone moss. En: J. Bone Join Surg. Vol. 65-B. 1983, p. 1, 66.
 10. Colchero, R. Osteosíntesis estable de las fracturas de la diáfisis femoral con clavo intramedular y tornillos que lo atraviesan. En: Revista Mexicana de Medicina. 1975. S.S.P. 279-289.
 11. Müller, M.E. et al. Manual of internal fixation. Berlin. Springer, Verlag. 1970.
 12. Monsalve, Francisco. Resultados clínicos y radiológicos de los pacientes interyenedos con la técnica del enclavamiento intramedular bloqueado en las fracturas diafisiarias del fémur. Tesis de Grado H.U.S.V.P. Medellín, 1991. 131 p.
-