

## Artículo original

## Diseño de una prótesis no convencional bloqueada para cadera (RIMAG) a partir de mediciones de fémures mexicanos

Genaro Rico Martínez,\* Víctor Domínguez H.\*\* José Antonio Muller,\*\*\*  
Ernesto A. Delgado Cedillo,\*\*\*\* Josué Antonio Miranda Roa,\*\*\*\* Roberto Montoya C.\*\*\*\*\*

Instituto Nacional de Rehabilitación

**RESUMEN.** La necesidad de resolver las grandes pérdidas óseas en la región de la cadera originadas por causas tumorales, infecciosas, traumáticas o de arthroplastías fallidas a lo largo de 17 años del Servicio de Tumores Óseos del Instituto Nacional de Rehabilitación de la Ciudad de México y la información recabada en diversos estudios a saber: 1) Estudio biomecánico de una prótesis no convencional de cadera, 2) Modelo tridimensional de un fémur humano por medio del método del elemento finito, 3) Análisis biomecánico de un sistema hueso-prótesis para reemplazo del tercio proximal del fémur por medio del método del elemento finito, 4) Incidencia de lesiones tumorales y seudotumorales óseas y de partes blandas de la cadera y sus alrededores, generaron el proyecto de desarrollar una prótesis no convencional bloqueada para cadera, la cual está indicada para reconstruir al fémur proximal, medio y distal. Para su adecuada manufactura y dimensionamiento se realizaron 2 procesos a considerar 1) Estudio antropomorfométrico de fémur en especímenes mexicanos y 2) El diseño de una prótesis no convencional para cadera con las siguientes características: primero la prótesis está formada por un vástago centromedular, para su fijación al fémur se bloquea con pernos, este modo de fijación implante-hueso se tomó de los clavos centromedulares (clavos

**ABSTRACT.** The need in resolving massive bone losses in hip region caused by tumors, infections, trauma or failed arthroplasties in 17 years of the Bone Tumors Department of the National Rehabilitation Institute, Mexico City, and data obtained from different studies: 1) Biomechanic study of an unconventional hip arthroplasty system, 2) Tridimensional model of a human femur by the finite element method, 3) Biomechanical analysis of a system bone-implant for reconstruction of the proximal third of the femur by the finite element method, 4) Incidence of tumor and pseudotumor bone and soft tissue lesions of the hip, generated the project of designing an unconventional interlocked hip arthroplasty system for femur reconstruction. Two processes were done for adequate manufacturing and dimensioning: Anthropometric study of Mexican femora; 2) Design of an unconventional hip arthroplasty system with the following characteristics: first, the arthroplasty system is constituted by an intramedullar stem, is fixated to femur with interlocking screws, this fixation method was inspired from the design of intramedullar nails of Dr. Fernando Colchero Rosas. The system has a second fixation system in the femur cut region, resolved by a fenestrated support introduced in the cortical wall. Once data was processed, the need

\* Jefe del Servicio de Tumores Óseos del Instituto Nacional de Rehabilitación.

\*\* Jefe del Departamento de Biomecánica del Instituto Nacional de Rehabilitación.

\*\*\* Jefe de Capacitación del edificio inteligente del Instituto Politécnico Nacional.

\*\*\*\* Médicos adscritos al Servicio de Tumores Óseos del Instituto Nacional de Rehabilitación.

\*\*\*\*\* Técnico Industrial FIEM (Fabricantes de Instrumental de Especialidades Médicas).

Dirección para correspondencia:

Dr. Genaro Rico Martínez. Instituto Nacional de Rehabilitación. Servicio de Tumores Óseos. Calzada México-Xochimilco Núm. 289 Col. Arenal de Guadalupe. C. P. 14389 Delegación Tlalpan. México, D. F.  
Tel. 5999 1000 ext. 12702

vos en cerrojo) desarrollados por el Dr. Fernando Colchero Rosas. Segundo, el implante tiene un segundo sistema de fijación proximal en la sección de corte femoral que se resolvió mediante una camisa fenestrada e introducida en la pared cortical. Una vez procesada la información, se determinó la necesidad de manufacturar 2 modelos. 1) Para reconstruir los primeros 11 cm proximales del fémur y 2) otro para los 12 cm, distales. Así como la determinación de la altura de los bloques en cada vástago, también se diseñaron 2 modelos de camisa intracortical, una fija para el diseño del vástago 1 y otro con un tornillo expandible para el vástago 2. Se establecieron diámetros y longitud de vástagos, espaciadores y camisas, así como la altura en el vástago para su adecuado bloqueo. Se diseñó el instrumental y aparato para ensamble, impactación y orientación de la prótesis. El sistema fue presentado al Instituto Mexicano de la Propiedad Industrial, el 15 de Marzo de 1996 y se concedió la patente el 19 de Abril del 2007 con el número 245717.

**Palabras clave:** prótesis, fémur, cadera, neoplasmas, modelo.

for manufacturing 2 models was determined: 1) One for the proximal 11 cm of the femur and 2) other for the 12 distal cm. The height of interlocking screws, 2 models of intracortical proximal support (one fixated and one fixable with an expandable screw), were designed. Diameter, length of the stems, size of spacers and supports were determined for adequate interlocking fixation. We designed the instruments for assembling, impactation and orientation of the arthroplasty system. The system was presented to the Mexican Institute of Industrial Property, at March 15, 1996 and the patent was conceded April 19, 2007 (#245717).

**Key words:** arthroplasty, femur, hip, neoplasms, model.

## Introducción

El tratamiento de las lesiones de la cadera es en muchas ocasiones la artroplastía.<sup>1</sup> La región por debajo del trocánter menor es el límite anatómico para la aplicación de un sistema convencional *versus* un sistema no convencional.<sup>2</sup>

Las indicaciones para la aplicación de un sistema no convencional de artroplastía de cadera (SNCAC) son todas aquellas situaciones que comprometan la región incluida por debajo del trocánter menor hasta el área supracondílea del fémur, por ejemplo: lesiones neoplásicas, pérdidas traumáticas, infecciones, osteólisis masiva por enfermedad del cemento, prótesis convencionales con fractura por debajo del vástago, etc.<sup>3-6</sup>

Por otro lado, los distintos medios de fijación aplicados a los sistemas convencionales son también aplicados a los sistemas no convencionales, entre los que destacan: el uso del cemento de metilmetacrilato, ajuste por interferencia o fricción (bien ajuste línea a línea o ajuste a presión), adaptación ósea a superficies irregulares o bloqueo microscópico, fijación biológica y unión ósea directa v.g. el crecimiento óseo sobre una superficie revestida de hidroxiapatita.<sup>7,8</sup>

Sin embargo, a pesar de los importantes progresos continúan presentándose complicaciones como desgaste de las superficies de carga, pérdida del sustrato óseo a consecuencia de la actividad osteolítica como respuesta al detri-

tus que se generan del desgaste y a los efectos de la protección de la carga. El hundimiento, aflojamiento y reabsorción ósea son influidos por la naturaleza de la fijación, por la estabilidad mecánica inherente del vástago y la calidad ósea del huésped.<sup>9,10</sup>

Las prótesis no convencionales comparten algunas características entre las que se destacan: diseño individual, requieren de un equipo especial para su colocación, imposibilidad de modificar el área de resección planeada, set de vástagos y espaciadores, vástagos auto-bloqueantes, puntos para el anclaje tendinoso, modificaciones en su superficie para mejorar el contacto hueso-implante. Además en muchos de ellos la estabilidad esencialmente depende del cemento, los modelos con placas integradas con orificios coincidentes con el tallo intramedular establecen una fijación excesivamente rígida y poco versátil con una capacidad de reconstrucción limitada.<sup>11-13</sup>

Los sistemas de artroplastía convencionales generalmente presentan las mismas deficiencias, carecen de un efectivo e independiente sistema antirrotación y anticolapso, los medios cementados y no cementados pierden estabilidad al hacerse más baja la resección del fémur, de tal manera que a mayor resección menor estabilidad, además en algunos diseños es indispensable el cemento para su fijación, así como otros sólo son capaces de reconstruir el tercio proximal, su efectividad depende esencialmente de

una estrecha relación entre los diámetros del canal medular y el del vástago de la prótesis, su estabilidad depende únicamente de la porción del tallo introducido en el canal medular.<sup>14-17</sup>

De lo anterior se desprende que sería deseable contar con un diseño que se contraponga al mayor número de estas limitaciones, es decir, una prótesis que sea capaz de reconstruir hasta el tercio distal con medio del fémur sin perder estabilidad, que se pueda fijar de manera eficaz sin cemento, principalmente en pacientes jóvenes con buena expectativa de vida, que obtenga estabilidad de manera inmediata y permita una rehabilitación precoz, que cuente con un mecanismo que permita resolver una resección mal calculada o una situación imprevista, que su fijación no dependa de una estrecha relación entre el vástago y el canal medular, que distribuya de manera uniforme las diferentes fuerzas evitando con ello la concentración de esfuerzos hacia el tallo medular, que tampoco tenga una fijación excesivamente rígida que genere hiposolicitudes de esfuerzo. Que su colocación sea sencilla y con el menor número de instrumental, que la prótesis adecuada se pueda indicar a cualquier edad y tamaño del fémur, que el vástago intramedular no sea el único responsable o el mayor punto de concentración de esfuerzos para permanecer estable, que cuente con un sistema antirrotación y anticolapso, independientemente del cemento o de modificaciones a la superficie o forma geométrica del vástago y que cuando se justifique su revisión, ésta sea sencilla y con el menor número de complicaciones.<sup>18,19</sup>

Ante estos problemas y al no contar con un método de reconstrucción idóneo y con el objetivo de resolver algunos de los problemas de las prótesis no convencionales, se diseñó el presente sistema, tratándose de una prótesis versátil, de manufactura sencilla, económica y que no requiere de manera indispensable del cemento para su fijación, que posee un dispositivo que le proporciona estabilidad segura e independiente, así como una capacidad de reconstrucción superior a la de otros sistemas.

El objetivo de este trabajo es presentar un sistema protésico no convencional bloqueado para cadera, desarrollado a partir de múltiples vertientes y resultado del ejercicio ininterrumpido de 17 años en el Servicio de Tumores Óseos del Instituto Nacional de Rehabilitación.

En el año de 1997 en la Revista Mexicana de Ortopedia y Traumatología Vol. 11 No. 6 Noviembre-Diciembre, efectuamos un reporte preliminar de resultados, en donde presentamos 10 casos que bajo consentimiento informado aceptaron la aplicación del sistema y en forma global presentaron una evolución satisfactoria, no exenta de problemas.<sup>20</sup>

Posterior a esta experiencia nuestra prótesis ha sufrido algunas modificaciones, a pesar de esto, su diseño ha mantenido sus principios elementales, entre los que destacan: la fijación proximal del vástago a partir de una camisa aserrada y fenestrada que se introduce intracorticalmente en la sección de corte femoral y la fijación distal del vástago

a partir de pernos autorroscantes para bloquear el vástago, tomados de las experiencias fundamentadas por el Dr. Fernando Colchero Rosas, en el estudio y diseños de sus clavos bloqueados. Consideramos que nuestro diseño debe de cumplir con los siguientes objetivos.<sup>20</sup>

- 1) Diseñar una prótesis no convencional de cadera que tenga capacidad de reconstrucción hasta la unión del tercio medio con distal.
- 2) Que esté manufacturada de acuerdo a nuestras características morfológicas.
- 3) Diseñadas para pacientes en desarrollo o con buen pronóstico de vida que probablemente serán sometidos a revisión en un futuro o aquellos que tienen un pronóstico de vida limitado.
- 4) Hacer un diseño original en sus componentes y medio de fijación, así como en su instrumental de colocación y ensamble de sus componentes.

## Material y métodos

La necesidad de resolver las grandes pérdidas óseas en la región de la cadera originadas por causas tumorales, infecciosas, traumáticas o de artroplastías fallidas a lo largo de 17 años del Servicio de Tumores Óseos del Instituto Nacional de Rehabilitación de la Ciudad de México, y diversos estudios a saber:

1. Análisis de una prótesis no convencional bloqueada para cadera.<sup>21</sup>
2. Modelo tridimensional de un fémur humano por medio del método del elemento finito.<sup>22</sup>
3. Análisis biomecánico de un sistema hueso-prótesis para reemplazo del tercio proximal del fémur por medio del método del elemento finito.<sup>23</sup>
4. Incidencia de lesiones tumorales y seudotumorales óseas y de partes blandas de la cadera y sus alrededores.<sup>19</sup>
5. Estudio antropomorfométrico de fémur realizado en la Escuela Superior de Medicina del Instituto Politécnico Nacional.

Es pertinente citar que posterior a estos trabajos, continuamos con este modelo haciendo seguimiento de todos los casos siempre bajo consentimiento informado, en el que se hicieron evidentes las limitaciones económicas, técnicas, experiencia clínico-quirúrgica y de manufactura. Por otro lado, debido a los problemas de costo sólo contábamos con una prótesis al entrar al quirófano con la que intentamos cubrir cualquier eventualidad, al no tener una técnica definida ni contar con el instrumental adecuado, teníamos limitaciones en la reconstrucción, el número de pacientes que llegaron era limitado y por consecuencia, nuestro conocimiento y experiencia. El fabricante tenía nula experiencia en el diseño de este recurso que se agudizaba con la pobre información proporcionada, generándose prótesis limitadas, desde 1990 hasta el 2006.

Las experiencias anteriores fueron las bases fundamentales que generaron el proyecto de desarrollar una prótesis no convencional bloqueada para cadera, la cual está indicada para reconstruir fémur proximal, medio y distal.

Dentro de los problemas que se detectaron en esta etapa fueron: descentraje del vástago (2), neuropraxia del ciático (1), ruptura del vástago (2), exposición de la punta del vástago (1), fractura espiroidea en la unión del tercio medio con distal por la punta del vástago (1), acortamientos de la extremidad (2), ruptura de perno (1), osteotomía por vástago demasiado largo (1), reabsorción proximal en la unión hueso-implante (3), luxación (3), infección (1).<sup>20</sup> A excepción de la lesión ciática por elongación, los restantes problemas se resolvieron satisfactoriamente y son la base y el sustento esencial para el rediseño de este modelo que indudablemente abre la puerta a nuevos desafíos hoy no detectados, recordando que en un importante número de pacientes de esta serie, el pronóstico de vida era limitado a corto plazo, lo cual generó seguimientos cortos que no nos permitieron evaluar a largo término el comportamiento de nuestro modelo; sin embargo hasta antes de ello el sistema cumplió adecuadamente al concederles mejor calidad de vida.<sup>24</sup>

Para la adecuada manufactura y dimensionamiento del sistema se realizaron 2 procesos a saber 1) Estudio antropomorfométrico de fémur proximal en pacientes mexicanos y 2) El prototipo de una prótesis no convencional bloqueada para cadera con las siguientes características, primero para la unión implante-hueso se tomó como principio de estabilidad del implante la fijación del vástago mediante pernos bloqueantes de la experiencia desarrollada por el Dr. Fernando Colchero Rosas en el diseño de sus clavos intramedulares. La fijación proximal en la sección de corte femoral se resolvió mediante una camisa fenestrada e introducida en la pared cortical.

Realizamos un estudio antropomorfométrico del fémur en la ESM-IPN, efectuándose la medición de 101 fémures, seleccionándose especímenes adultos. Las mediciones se realizaron sobre una mesa, colocando el hueso en forma paralela apoyado sobre su cara dorsal, efectuando la medición de forma directa con cinta métrica y Vernier.

Los niveles de medición fueron:

1. Longitud global del hueso a partir de ambas superficies articulares.
2. Distancia del borde superior de la cabeza femoral a 2 cm, por debajo del trocánter menor.
3. Diámetro perióstico antero-posterior y transverso del hueso a 2 cm por debajo del trocánter menor.
4. Determinación del centro del hueso.
5. Determinación del diámetro perióstico antero-posterior y transverso a nivel del centro del hueso.
6. Para determinar la curvatura anteroposterior del fémur se tomó como punto de referencia 12 cm proximales al borde articular del cóndilo medial femoral; en este punto se midió la distancia entre el fémur y la mesa de trabajo donde yacía el fémur.

El objetivo de conocer estas mediciones fue: determinar la longitud de los vástagos acorde con la resección, diseñar un espaciador fijo para reconstruir el área subtrocantérica, así como la dimensión exacta del tamaño de las camisas, determinar la magnitud de los espaciadores para reconstruir la mitad y las tres cuartas partes proximales del hueso.

## Resultados

Se formaron tres grupos: Grupo 1: con 31 casos, promedio de longitud femoral 38.4 cm, rango 40.5 a 35.5 cm, estatura 1.42 mínimo -1.62 máximo, media 1.55, diferencia de estatura 7 cm; Grupo 2: 49 casos, promedio de longitud de fémur 42.2 cm, rango 43.5 a 41 cm, estatura 1.64 mínimo- 1.74 máxima, media 1.68, diferencia de estatura 10 cm; Grupo 3: casos 21, promedio de longitud femoral 45.4 cm; rango 44 cm, estatura 1.76 mínima- 1.90 máxima, media 1.82, diferencia de estatura 14 cm, distancia del borde superior de la cabeza femoral hasta 2 cm, por debajo del trocánter menor, mínimo fue G I: 9.3 cm. Grupo II: 10.5 cm, Grupo III: 10.8 cm (*Tabla 1*).

Como habrá de notarse, entre el Grupo 1 y 2 forman el 80% de los casos. Es importante citar que el fémur mide aproximadamente la cuarta parte de la estatura de las personas.

La medición segmentaria, diámetros y determinación de la magnitud de los espaciadores y vástagos se anexa con los siguientes dibujos (*Figuras 1, 2, 3, 4, 5, 6*).

## Dimensionamiento

Una vez procesada y entendida la morfología ósea femoral se procedió al diseño de dos vástagos: Vástago 1: con el propósito de reconstruir el área vecina al trocánter menor o calcar femoral cuya longitud son 23 cm, con diámetro 10, 11, 12, 13, 14, 15 mm, de la línea supracefálica a una línea trazada a 1 cm, arriba del trocánter menor se determinó 6 cm, que corresponden aproximadamente a la medición en este segmento de una prótesis de Thompson y que de este punto al centro del primer orificio es de 8 cm y al segundo 10.5 cm y los últimos 5 cm se encuentra ranurado con el propósito de que se adapte a la curva femoral proximal, lleva 3 espaciadores con diferencia de 1 cm que en su totalidad suman 9 cm, así como 3 coronas o camisas cuyo diámetro interno es 23-25-27 mm y de externo respectivamente 25-27-29 mm, este implante está diseñado para reconstruir solamente los 11 cm proximales del fémur, posee cono morse de 1 cm.

Vástago 2. Este implante guarda las mismas dimensiones proximales que el Vástago 1, pero los vástagos son de la siguiente longitud: 30- 32-34-36-38-40-42 cm. Cono de 2 cm y presentan diámetros de 10-11-12 mm para los primeros 4, los últimos 4 son únicamente de 11 y 12 mm que totalizan 21 y presentan espaciadores que están compuestos por un segmento proximalmente cónico, hueco, distal-

Tabla 1. Mediciones del fémur separados en 3 grupos.

Grupo	Núm. casos	Prom. long. fémur (cm)	Dif. estat. (cm)	Rango (cm)	Estatura (M)	
I.	31	38.4	7	40.5	1.62	Máx
				35.5	1.55	Med
				43.5	1.42	Min
II.	49	42.2	10	41.0	1.74	Máx
				47.5	1.68	Med
				44.0	1.64	Min
III.	21	45.4	14	47.5	1.90	Máx
				1.82	1.76	Med
				1.76	1.76	Min
No. casos		101				

Nota: el fémur mide la cuarta parte de la estatura de las personas y la distancia del borde superior de la cabeza femoral hasta 2 cm por debajo del trocánter menor fue en el grupo I = 9.3 cm, en el grupo II = 10.5 cm y en el grupo III = 10.8 cm.

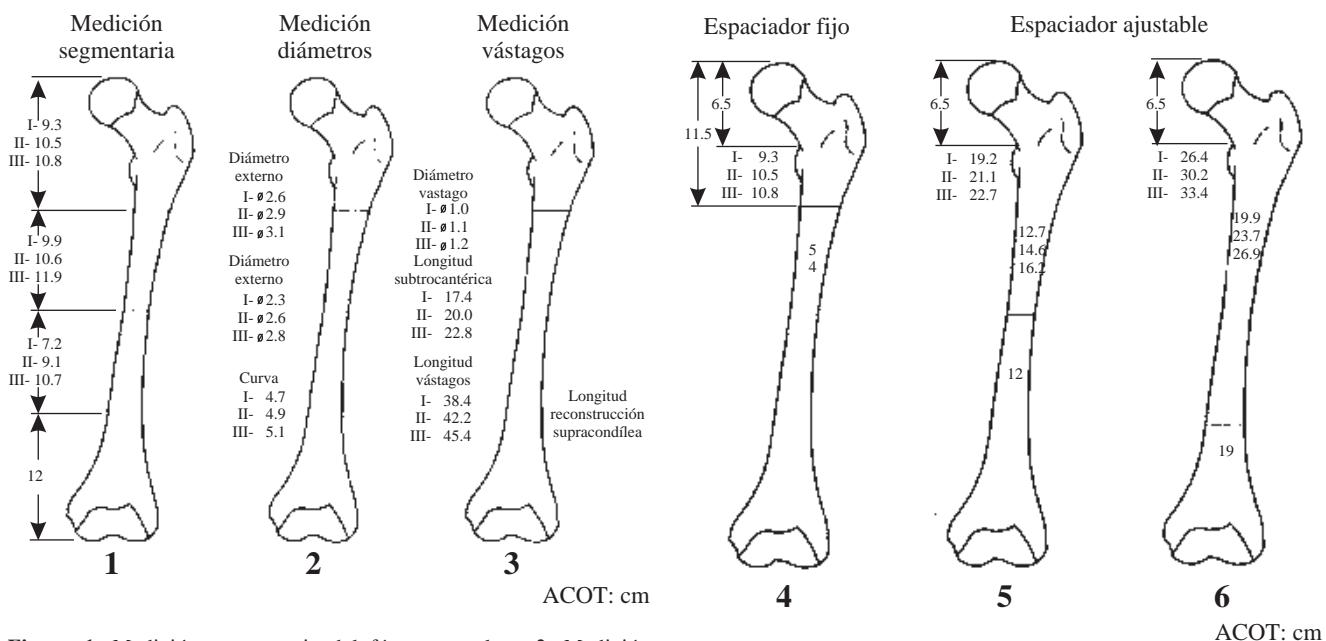


Figura 1. Medición segmentaria del fémur completa. 2. Medición de diámetros periósticos. 3. Medición de vástagos.

mente roscado para alojar un tornillo de 6.5 cm de longitud con tuerca y contratuerca que finaliza con una camisa fenestrada y de bordes aserrados que en conjunto miden de 5-10-15-20 y 25 cm y dos tornillos de extensión de 5 y 10 cm, las camisas o coronas (4) son de los siguientes diámetros, externo: 25-27-33-42 y 47 mm, interno 23-25-35-40-45 mm. Los orificios para su bloqueo dejándose en la parte distal una pared de 4 mm para el primer orificio, el segundo a 2.5 cm, el tercero 7.5 cm, el cuarto a 2.5 cm, medidos de centro a centro.

Estos vástagos tienen como finalidad reconstruir el fémur a partir de los 12 cm distales a la cabeza femoral, siendo importante citar que tienen como propósito el evitarse brazos de palanca que puedan inducir fracturas, así como recuperar la longitud exacta del fémur, observándose también que debe de existir un equilibrio entre la reconstrucción y el hueso re-

manente para evitar el descentraje del vástago en el canal medular que puede finalmente erosionar la pared ósea.

En ambos vástagos 1 y 2, el ensamblaje cónico del espaciador es a golpe mediante la sujeción de ambas partes dentro de un artefacto diseñado a medida y en la punta distal del vástago, se introduce un tubo de polietileno que se golpea contra el fondo de la camisa o corona hasta cerrar el punto de unión (*Figura 7 A, B y C; Figura 8 A y B; Figura 9 A y B*).

### Técnica quirúrgica

1. Resección del tumor de acuerdo a criterios oncológicos.
2. Determinar por método radiológico si la magnitud de la resección es aparentemente menor a 11 cm, vástago 1,



Figura 7 A. Set de prótesis vástagos 1.

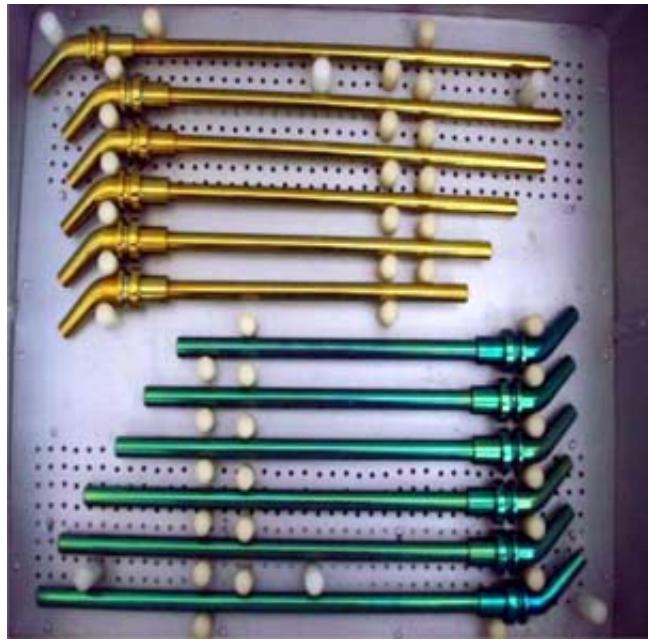


Figura 7 C. Vástagos 2.

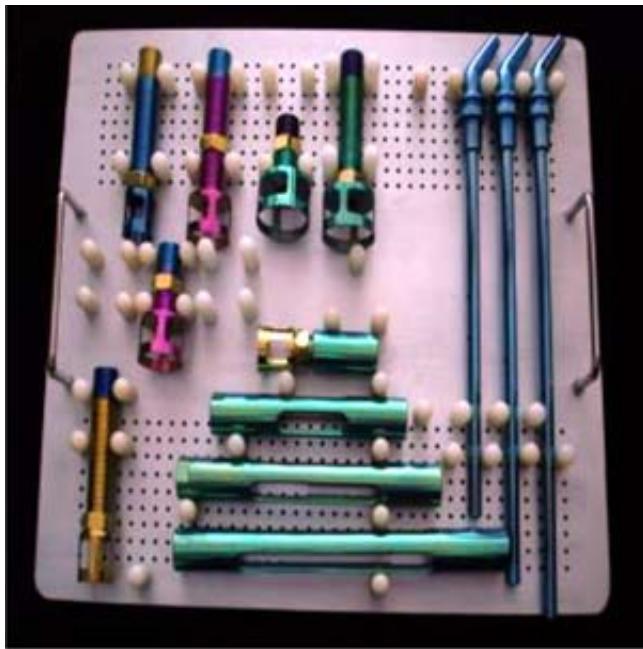


Figura 7 B. Set de espaciadores.

- mayor de 12 cm, vástagos 2 o medir del cóndilo medial, hacia proximal, o medición directa de la pieza quirúrgica.
3. Seleccionar el espaciador para cubrir el defecto óseo, reconociendo que el vástagos 1 tiene 3 espaciadores y el 2 tiene 5.
  4. Se fresa el canal, determinando su profundidad con el tamaño del vástagos, introduciendo el cortador unido a la rima del canal la camisa hasta el fondo, hasta que pase el vástagos libremente.
  5. Se regulariza con el asentador el corte óseo irregular.
  6. Se ensambla espaciador-vástagos por medio de un cono con el impactado de prótesis hasta asentar el espaciador completamente.



Figura 8 A. Vástagos 1 y 2 ensamblados.

7. Si selecciona el vástagos 1, los 3 espaciadores dan una altitud de 9 cm, y se complementan con la cabeza 1 más, 6 0 según el caso.



**Figura 8 B.** Colocación de ambos implantes en fémur.



**Figura 9 A.** Ensamble de los componentes de la prótesis.

8. Si es el vástago 2 se determina la longitud del canal medular para seleccionar las dimensiones del vástago, recordando que van de 5 en 5 los espaciadores y el tornillo de extensión mide 6.5 cm y puede elongar 5 cm más.
9. Se introduce el vástago con el impactador hasta asentar la prótesis con su orientación fisiológica dentro del canal medular.
10. Se bloquea el vástago, proximal y distal mediante su regleta colocada con sus postes sobre el cuerpo del espaciador previamente calibrado.
11. Se tensa o ajusta la prótesis con el tornillo de extensión y se aprieta la tuerca sujetando el espaciador con las llaves españolas.
12. Se coloca la cabeza seleccionada, dependiendo si se realizó una artroplastía total, unipolar, bipolar etc.

Una vez analizada la técnica se seleccionaron 2 pacientes para la aplicación de este sistema, previo consentimiento informado, se llevó a cabo la intervención obteniéndose buenos resultados: el paciente A con vástago uno y el paciente B con vástago dos.

Caso 1. Paciente femenino de 30 años de edad, portadora de displasia fibrosa de cadera con presencia de fractura basicervical. El tratamiento que se aplicó fue resección del tercio proximal de fémur y reconstrucción con PNCBC y copa acetabular bipolar: Vástago 1 (*Figura 10 A y B*).

Caso 2. Paciente masculino de 82 años de edad portador de condrosarcoma de cadera a quien se le practicó re-



**Figura 9 B.** Rima de canal con cortador integrado.

sección en bloque de la mitad proximal de fémur y reconstrucción con PNCBC y copa bipolar: Vástago 2 (*Figura 11 A y B*).



**Figura 10 A.** Displasia fibrosa de cadera con fractura basicervical.



**Figura 11 A.** Resección en bloque de la mitad proximal de fémur.



**Figura 10 B.** Reconstrucción con prótesis no convencional bloqueada de cadera con vástago 1.



**Figura 11 B.** Reconstrucción con prótesis no convencional bloqueada de cadera y copa acetabular bipolar con vástago 2.

## Discusión

En otros sistemas la revisión es difícil por la osteointegración del vástago o fijación del cemento.<sup>25</sup> Varios modelos no poseen un sistema independiente antigiro ni anticolapso, el cual depende del vástago íntegramente.<sup>26</sup> Algunos tienen una capacidad reconstructiva limitada porque su fijación depende del cemento y de la relación del diámetro del vástago y el canal medular. Los sistemas que integran una placa paracortical, forman un sistema rígido que generan hiposolicitud de esfuerzos que ocasionan osteopenia proximal, además de tener una capacidad de reconstrucción limitada.<sup>27</sup> Algunos sistemas pierden la relación del hueso remanente y el segmento reconstruido y generan brazo de palanca seguido de aflojamiento o fractura.<sup>28</sup> La sofisticada tecnología para inducir la osteointegración en el vástago, puede ser una solución excesiva o complicada en pacientes terminales o con pronóstico limitado de vida o jóvenes con buen pronóstico que tendrán que ser revisados en un futuro, debido a problemas de crecimiento, desgaste o fracturas donde la fijación mecánica es suficiente y sencilla de revisar.<sup>29</sup> Posibilidad de movimiento proximal en la unión hueso-implante por deslizamiento. (Modelo lima). Algunos modelos de prótesis que se hacen individualizadas y no tienen posibilidad de corregir un error de cálculo de resección o un imprevisto o pierden su indicación porque cuando llegan al paciente la enfermedad ha progresado.<sup>29</sup>

### Nosotros encontramos que:

El nivel de reconstrucción no altera la estabilidad del implante y es superior a la de otros sistemas vigentes en el mercado que posee un efecto antigiro y anticolapso independiente del vástago.<sup>20,21</sup> La revisión y cambio del sistema es sencilla y de baja tasa de complicación. La fijación proximal en la unión hueso-implante y a nivel distal mediante pernos bloqueantes le confiere una estabilidad adecuada a la prótesis. Puede colocarse o convertirse en una artroplastía bipolar o unipolar total de cadera porque los espaciadores son estables en dos puntos de unión con el vástago y con el hueso y cubren cualquier requerimiento reconstructivo mediante su tornillo de extensión que puede elongarse 5 cm adicionales. Los pernos tienen una probada resistencia a la carga y la rotación y la reconstrucción a nivel supracondíleo mediante la camisa introducida en la metáfisis convierte la unión implante-hueso en una unidad que la mantiene estable ante cualquier solicitud mecánica a pesar de la magnitud de la resección.

Es importante mantener un equilibrio entre la reconstrucción y el hueso remanente que anule el efecto de palanca que puede generar fractura o descentraje del implante en el canal medular. El requisito indispensable para obtener una estabilidad adecuada es posibilidad de

colocar la camisa y los dos pernos en el segmento remanente.

En pacientes con pronóstico limitado de vida o jóvenes que tendrán que ser revisados por problema de crecimiento, fractura, infección o progresión de la enfermedad; la fijación mecánica es suficiente y con mayor ventaja.<sup>22</sup> El ensamble es sencillo, pues posee un instrumental que facilita el ensamble de los espaciadores al vástago y la localización de orificios para su adecuado bloqueo con pernos, así como cortadores integrados a las rimas de canal para la colocación de la camisa o corona de la prótesis al hueso.

El cemento no es indispensable para su fijación pero tampoco está contraindicado en el fémur con osteopenia severa y pronóstico de vida limitado.<sup>29</sup> La fijación proximal del vástago a través de la camisa que se introduce en la pared cortical anula el hundimiento, giro y movimientos de inclinación del vástago y probablemente ayude a disminuir la hiposolicitación de esfuerzos del hueso que ocasionan osteopenia y adelgazamiento de la pared cortical. En caso de mala calidad ósea los pernos pueden fijarse adicionalmente con un cerclaje que pasa a través de su cabeza donde existe un barreno rodeando toda la circunferencia ósea, lo que ayuda a mantenerlos en su lugar hasta que mejore la calidad del hueso. Este diseño mejoró sustancialmente al estandarizarse el sistema reconstructivo, dimensión, fijación, longitud de vástagos, reintegración de la longitud global del fémur, instrumental para ensamble, colocación, bloqueo e introducción intracortical de las coronas.

### Bibliografía

1. Actualización en Cirugía Ortopédica y Traumatológica 3. Editorial Garsi 1992; 199-200.
2. American Academy Orthopedic Surgeons. Annual Meeting 1996; 6(3): 128-31.
3. Fabroni HR: Cirugía de las fracturas y de reemplazos osteoarticulares. Editorial Reflejos 1977; 466.
4. Flores VM, Nájera MA: Megaprótesis para el extremo proximal del fémur. *Rev Mex Ortop* 1994; 8: 2.
5. Gómez GF, Robles A: Reunión de Consenso Prótesis, S.L.A. 1993.
6. Instructional Course Lectures. American Academy of Orthopaedic Surgeons 1992; 119-144, 293-300-317-327.
7. Kenan S, Lewis MM: Limb salvage in pediatric surgery: The use of expandable prosthesis. *Orthop Clin North Am* 1991; 22: 1.
8. Lewis M, Chekofsky KM: Proximal femoral replacement for neoplastic disease. En: How medica surgical techniques (s.1) Howmedica Inc. 1982.
9. Shubert JJ: Proximal femoral replacement arthroplasty en How medica surgical techniques (s.1) Howmedica Inc. 1979.
10. Springfield D: Introduction to limb-salvage surgery for sarcomas. *Orthop Clin North Am* 1991; 220-6.
11. Yamamoto T: Kyocera Orthopaedic Symposium: New developments for limb salvage in musculoskeletal tumors. Kyoto, Japan. Springer Verlag. 1989.
12. Theologis TN, Epps H, Latz K et al: Isolated fractures of the lesser trochanter in children. *Injury* 1997; 28(5-6): 363-64.
13. Bonshah AY, Knowles D, Hodgson SP: Isolated lesser trochanter fractures in elderly a case for prophylactic DHS fixation. Department of Orthopaedics, Royal Bolton Hospital, Minerva Road, Farnworth. May 2003.

14. Bosquet M, Burssens A, Mulier JC: Long term follow-up results of a femoral megaprosthesis. *Arch Orthop Traumat Surg* 1980; 97: 299-304.
15. Ilyas R, Pant A, Kurar PG, Moreau DA, Younge: Modular megaprosthesis for proximal femoral tumors. *International Orthopaedics (SICOT)* 2002; 26: 170-3.L PAPER.
16. Bickels J, Meller I, Henshaw RM, Malawer MM: Reconstruction of hip stability after proximal and total femur reconstruction. *Clin Orthop* 2000; 375: 218-30.
17. Enneking WF, Dunham W, Gebhardt MC, Malawar M, Pritchard DJ: A system for the functional evaluation of reconstructive procedures after surgical treatment of tumors of the musculoskeletal system. *Clin Orthop* 1993; 286: 241-6.
18. Masterson EL, Ferracini R, Griffin AM, Wunder JS, Bell RS: Capsular replacement with synthetic mesh: effectiveness in preventing postoperative dislocation after wide resection of proximal femoral tumors and prosthetic reconstruction. *J Arthroplasty* 1998; 13: 860-6.
19. Rico MG, Linares GLMI, Domínguez HV: Prótesis tumoral no convencional bloqueada para cadera. *Revista Mexicana de Ortopedia y Traumatología* 1997; 11(6): 385-8.
20. Linares GLM, Rico MG: Incidencia de lesiones tumorales y pseudotumorales, óseas y de partes blandas de la cadera y sus alrededores. *Rev Mex Ortop Traum* 1998; 12(5): 429-31.
21. Domínguez HV: Tesis doctoral SEPI-ESIME. Optimización del componente femoral de una prótesis no convencional bloqueada para cadera. Noviembre de 2000. México, D.F.
22. Domínguez HV, Rico MG, Urriolagoitia Calderón G: Análisis de una prótesis no convencional bloqueada para cadera. *Rev Mex Ing Biomed* 2004; 24(1): 37-44.
23. Mess D, Barmada R: Clinical and motion studies of the Bateman bipolar prosthesis in osteonecrosis of the hip. *Clin Orthop* 1990; 251: 44-7.
24. Domínguez HV, Rico MG, Urriolagoitia CG: Optimización del diseño del componente femoral de una prótesis no convencional bloqueada para cadera. *Rev Mex Ing Biomed* 2004; 25(2): 144-59.
25. Widmer KH, Robinson RP, Simonian PT, Gradosor IM, Ching RP: Joint motion and surface contact area related to component position in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1997; 79: 140-6.
26. Donati D, Zavatta ME, Gozzi S, Giacomini L, Campanacci M, Mercuri: Modular prosthetic replacement of the proximal femur after resection of a bone tumour. *J Bone Joint Surg Br* 2001; 83: 1156-60.
27. Morris HG, Capanna R, Del Ben M, Campanacci D: Prosthetic reconstruction of the proximal femur after resection for bone tumours. *J Arthroplasty* 1995; 10: 293-9.
28. Sumner DR, Galante JO: Determinants of stress shielding: design versus materials versus interface. *Clin Orthop* 1992; 274: 202-12.
29. Domínguez HV, Carbajal RMF, Rico MG, Urriolagoitia C, et al: Biomecánica de un fémur sometido a carga. Desarrollo de un modelo tridimensional por medio del método del elemento finito. *Rev Mex Ortop Traumatol* 1999; 13(8): 633-8.