

Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica

Volumen 25
Volume

Número 2
Number

Septiembre 2004
September

Artículo:

Optimización del diseño del
componente femoral de una prótesis no
convencional bloqueada para cadera

Derechos reservados, Copyright © 2004:
Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica, AC

Otras secciones de
este sitio:

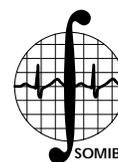
- 👉 Índice de este número
- 👉 Más revistas
- 👉 Búsqueda

*Others sections in
this web site:*

- 👉 *Contents of this number*
- 👉 *More journals*
- 👉 *Search*



Medigraphic.com



Optimización del diseño del componente femoral de una prótesis no convencional bloqueada para cadera

D. en C. Víctor Manuel
Dominguez Hernández,*
Dr. Genaro Rico Martínez,**
D. en C. Guillermo
Urriolagoitia Calderón***

- * Laboratorio de Biomecánica Centro Nacional de Rehabilitación.
- ** Servicio de Tumores Óseos Centro Nacional de Rehabilitación.
- *** Departamento de Ingeniería Mecánica, Sección de Estudios de Postgrado e Investigación ESIME, IPN.

Correspondencia:

D. en C. Víctor Manuel Dominguez Hernández, Calz. México-Xochimilco No. 289, Col. Arenal de Guadalupe, Delegación Tlalpan. CP 13389, México D.F.
Teléfono (55) 5999-1000 Ext. 16166 y 16167 Fax (55) 5999-1000 Ext. 16166
Correo Electrónico:
vm_dominguez@cnr.gob.mx

RESUMEN

La prótesis no convencional (PNC) se emplea para la reconstrucción del tercio proximal del fémur posterior a la resección de un tumor óseo. Se cuenta con un diseño propio de PNC, cuya principal desventaja es su falta de estabilidad. En este trabajo se determinan los parámetros de diseño que mejoren su estabilidad, mediante análisis de elementos finitos. La geometría se determinó mediante cortes tomográficos realizados a un fémur de cadáver. Fueron desarrollados siete casos de estudio. En los primeros dos se determina la posición de los pernos respecto del sitio de la osteotomía. El tercer caso analiza la longitud del vástago. El cuarto analiza la rigidez del extremo de la prótesis. El quinto caso estudia el efecto de la camisa, en tanto que el sexto analiza el efecto de restablecer la palanca abductora y el último estudia tres materiales de uso común en implantes. El diseño obtenido presenta el perno proximal a 50 mm de la osteotomía, el perno distal a 25 mm del proximal; vástago de 30 cm de largo, extremo superior de la prótesis con el diseño inicial; con camisa; la palanca abductora al 100%; por último, el material elegido es acero inoxidable.

Palabras clave:

Prótesis no convencional, elemento finito, cadera, biomecánica.

ABSTRACT

Non-conventional prosthesis (NCP) is employed for proximal end of femur reconstruction after resection of bony tumors of the hip. We developed a novel design of NCP, which main limitation is its lack of stability. In this work we determined design parameters that improve its stability, by means of finite element analysis. The model geometry was established by means of tomographic scans practiced to a cadaveric femur. It was developed seven cases. In the first two cases position of pins with respect to osteotomy site is determined. In the third case length of stem is analyzed. In the fifth case we studied the effect of external ring, meanwhile the sixth case analyzed the effect of restore abductor lever, and the last one studies three materials commonly used for implants. The design obtained presents proximal pin 50 mm from osteotomy, distal pin from 25 mm from proximal one; stem with a length of 30 cm, upper end of femur with the original design; with external ring, and 100% of abductor lever restoration; finally, we chose stainless steel for this implant.

Key Words:

Non-conventional prosthesis, Finite element, Hip, Biomechanics.

INTRODUCCIÓN

Las prótesis no convencionales (PNC) se emplean para reconstruir el tercio proximal del fémur, por lo general después de la resección de un tumor. Los primeros implantes de este tipo fueron reportados en 1943¹. La evolución que presentan los pacientes después de la cirugía no ha cambiado mucho en los últimos cincuenta años^{2,3}.

Las principales ventajas de esta técnica de reconstrucción es que permite reducir el dolor y tener un retorno rápido a la función máxima del miembro afectado, ya que el implante proporciona estabilidad inmediata y no depende de factores que tengan que ver con la consolidación ósea⁴.

La complicación más frecuente es la dislocación de la prótesis, con un rango que varía entre 5 a 21% de los casos, según diferentes autores^{2,3,5,6}. Estos datos representan el doble de los reportados para las prótesis convencionales de cadera. Los altos índices de dislocación se relacionan con la debilidad de los músculos abductores⁷⁻⁹, con la edad avanzada¹⁰ y la distancia corta entre el eje del vástago de la prótesis y la cabeza femoral¹¹. Otras posibles complicaciones incluyen el aflojamiento aséptico del componente femoral y las infecciones.

La limitación más importante que presentan los pacientes después de la intervención quirúrgica es el patrón de marcha denominado Trendelenburg, el cual está asociado a la debilidad de los músculos abductores⁸.

Al perderse el extremo proximal del fémur, se pierde el sitio de anclaje de varios grupos musculares, entre ellos los abductores. Estos músculos proporcionan estabilidad a la cadera. Se han empleado dos estrategias para el manejo de los músculos, la primera consiste en unirlos al cuerpo de la prótesis mediante tornillos, no obstante se corre el riesgo de que los músculos sufran necrosis por la interacción con el material metálico de la prótesis. La opción más adecuada consiste en unir los músculos circundantes unos con otros (Figura 1), a esta técnica se le llama miodesis⁵.

Recientemente se ha empleado una técnica alternativa para la reconstrucción del tercio proximal del fémur, llamada Sistema Aloinjerto-Prótesis (Figura 2), la cual consiste en emplear un injerto óseo de cadáver y una prótesis convencional para cadera¹²⁻¹⁴. La ventaja principal de este implante es que permite unir directamente el tendón del abductor mayor al injerto. Sus desventajas son que la técnica de colocación es muy compleja, se

corre riesgo de transmisión de enfermedades, riesgo de infecciones, y se requiere un proceso de rehabilitación muy largo.

En nuestro país se ha desarrollado un prototipo de PNC, la cual se caracteriza por emplear pernos bloqueadores¹⁵. El implante consta de un vástago de una sola pieza, el cual se complementa con espaciadores de dos tipos: fijo o ajustable. No tienen medios para unir los tendones, por lo que se opta por la miodesis. Se fabrica en acero inoxidable 316 LVM grado médico. Sus principales ventajas son su versatilidad y su bajo costo. Su principal desventaja es la inestabilidad causada por la poca efectividad de los músculos abductores.

Se realizó un estudio clínico de la aplicación del implante¹⁵, el cual fue aplicado a 10 pacientes, tres hombres y siete mujeres, de los cuales nueve pacientes presentaron tumores óseos (5 tumores agresivos activos, 2 tumores malignos de bajo grado y 2 metastásicos); y un paciente presentó una destrucción masiva de la porción superior del fémur, por una fractura subtrocantérea, con no-úñ. Dos pacientes presentaron complicaciones graves:

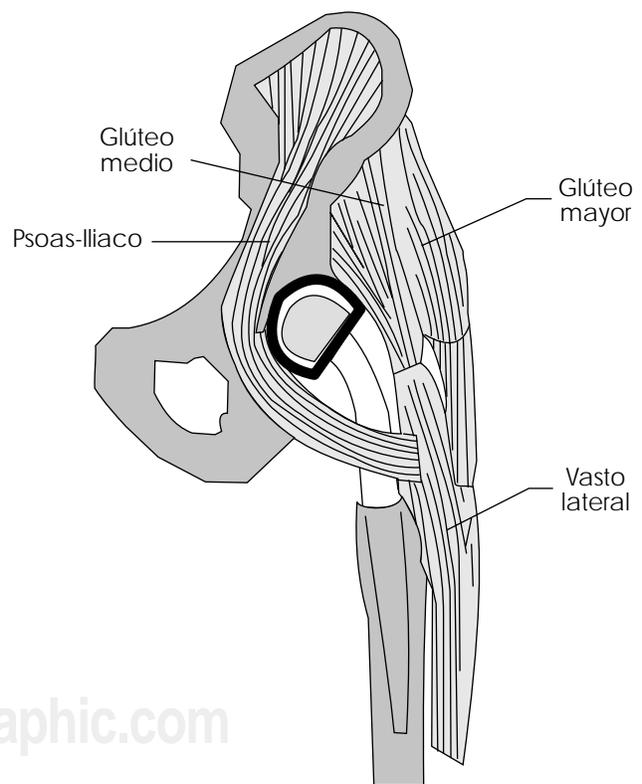


Figura 1. Técnica conocida como "miodesis" que consiste en suturar los músculos entre sí (Sim y cols. Clin Orthop 1995, 312:160-172) [5].

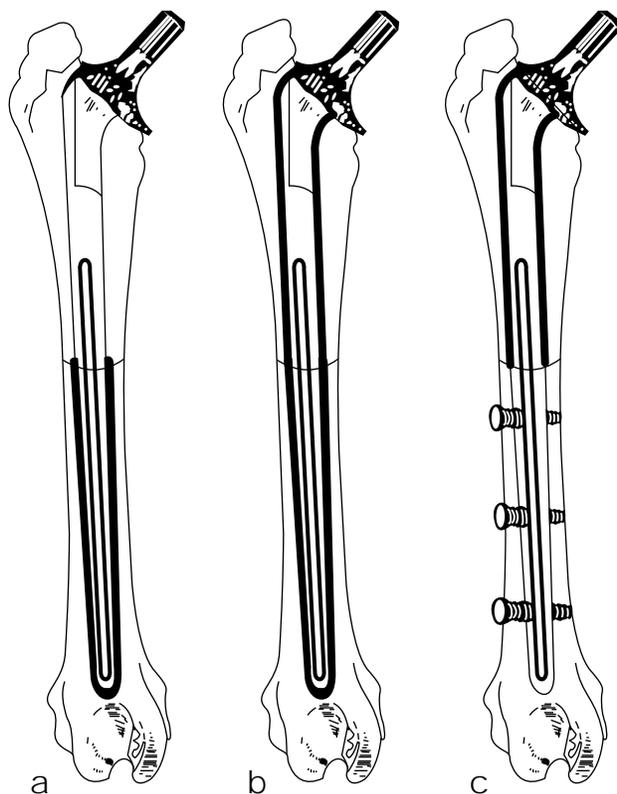


Figura 2. Técnicas de reconstrucción. A) Sistema aloinjerto-prótesis con vástago cementado por debajo de la osteotomía. B) Sistema aloinjerto-prótesis con vástago completamente cementado. C) Sistema aloinjerto-prótesis con vástago cementado por arriba de la osteotomía y con pernos por debajo de ésta. (Kohles y cols. *Med Eng Phys*, 1996 18,(2):115-121 [13].

una debido al daño incompleto en el nervio ciático debido a que la prótesis presentaba un cuello más largo de lo indicado; la otra complicación se debió a la ruptura del implante, el cual requirió reintervención quirúrgica para su recolocación.

Los resultados del estudio clínico son satisfactorios, no obstante es necesario un seguimiento mayor para tener una idea precisa del implante a largo plazo. Se ha realizado un estudio biomecánico del implante para evaluar el papel que juega la ubicación de los pernos bloqueadores en su estabilidad¹⁶. Se analizaron tres posiciones de los pernos, bloqueadores respecto del sitio de la osteotomía y se encontró que los mejores resultados se logran al colocar el perno proximal a 5 cm del corte óseo.

La técnica más aceptada en la actualidad para establecer la geometría de los huesos consiste en el empleo de la tomografía computarizada. Los primeros trabajos que reportaron el empleo del tomógrafo para determinar la geometría y las propiedades mecánicas del hueso, fueron publicados en la década de los noventa^{17,18}.

La Tabla 1 presenta un resumen de las propiedades mecánicas que se han empleado en los estudios del método del elemento finito aplicados a estructuras óseas, de algunos de los artículos publicados. En tanto que en la Tabla 2 se presentan los valores numéricos de las propiedades mecánicas que se han empleado para analizar las prótesis convencionales de cadera y el cemento óseo.

Cuadro 1. Propiedades mecánicas consideradas en la literatura.

Autores	Módulo de elasticidad del hueso cortical (GPa)	Módulo de elasticidad del hueso trabecular (GPa)	H/N-H ¹	I/O ²	Relación de Poisson
Brekelmans y cols., 1972 [19]	20	—	H	I	0.37
Rohlmann y cols., 1982 [20]	18	0.4 - 1.8	N-H	I	0.33
Cheal y cols., 1992 [21]	12, 12, 22	0.6	H	O	0.30
Keyak y cols., 1993 [22] ³	1x10 ⁻⁵ - 22		N-H	I	0.30
Kang y cols., 1993 [23]	17.6	0.3	H	I	0.30
Taylor y cols., 1995 [24]	17	0.4 - 1	H	I	0.33
Mann y cols., 1995 [25] ³	5x10 ⁻⁴ - 18.7		N-H	I	0.30
Taylor y cols., 1996 [26]	17	0.3 - 1.3	N-H	I	0.33
Kalidindi y Ahmad, 1997 [27]	11, 11, 17	1	H	O	0.30
Wang y cols., 1998 [28]	17	1.3 - 0.32	H	I	0.30

¹ Homogéneo/No homogéneo

² Isotrópico/ortotrópico

³ No se hace distinción entre hueso trabecular y hueso cortical

Cuadro 2. Propiedades mecánicas consideradas en la literatura para los metales empleados para fabricar prótesis.

Autores	Módulo elasticidad acero inox. 316 LVM (GPa)	Módulo elasticidad aleación Co-Cr-Mo (GPa)	Módulo elasticidad titanio Ti-6Al-4V (GPa)	Relación de Poisson
Rohlmann y cols., 1982 [20]	200	—	—	0.33
Cheal y cols., 1992 [21]	—	234	110	0.30
Rotem 1994 [29]	200	—	110	0.30
Taylor y cols., 1995 [24]	200	—	—	0.33
Mann y cols., 1995 [25]	200	—	110	0.30
Mann y cols., 1997 [28]	—	210	—	0.30

Huiskes y cols.³⁰ encontraron correspondencia entre los resultados teóricos y los experimentales cuando consideraron al hueso cortical que se comportaba de manera lineal elástica, homogénea y ortotrópica.

Las fuerzas que se consideran en los estudios del método del elemento finito son un tanto arbitrarias, por lo que no existe uniformidad de criterios entre los distintos autores. Normalmente, se consideran únicamente la reacción de la cadera y la acción de los músculos abductores^{19,22,23,25,31-35}. Tal configuración corresponde con la fase de apoyo medio de la marcha, en la cual el peso corporal se apoya en una sola pierna, mientras que la otra se prepara para avanzar.

Rohlmann y cols.²⁰ emplearon una configuración de cargas la cual incluye, además de las dos antes descritas, la acción de los músculos ilio-tibiales. Dichos músculos son principalmente extensores de la cadera, sin embargo se cree que actúan para equilibrar la cadera cuando se tiene apoyo en una y dos piernas.

Taylor y cols.²⁶ presentan un sistema de fuerzas alternativo, en el cual consideran no sólo la acción de los músculos abductores y de la reacción de la cadera, sino que además consideran la acción de los músculos ilio-tibiales y del psoas-iliaco.

Para el caso de la prótesis no convencional (PNC), se emplea sólo la reacción de la cadera, en virtud de que la resección del tercio proximal del fémur ocasiona que los músculos que actúan en contra de la gravedad pierdan efectividad.

Se considera al hueso empotrado firmemente en su extremo distal. Esta condición es congruente con la fase de apoyo medio de la marcha en virtud de que los músculos de la extremidad actúan para mantener fija la rodilla, mientras el peso del cuerpo se apoya en una sola pierna.

Las partes que tengan contacto se considerarán como firmemente unidas, lo que corresponde a un análisis lineal.

El objetivo del presente trabajo es evaluar mediante técnicas numéricas de análisis (Método del Elemento Finito) los parámetros de diseño del implante (ubicación de los pernos, longitud del vástago, rigidez del implante y materiales empleados) para establecer las condiciones que maximicen la estabilidad, en tanto que se mantengan los niveles de esfuerzo en un nivel aceptable, tanto para las partes vivas (hueso), como para las inertes. De igual forma, analizar el papel que juegan los músculos abductores en la estabilidad del implante.

MATERIAL Y MÉTODOS

Un fémur fresco de cadáver, al cual le había sido retirado el tejido suave, fue preparado para la inserción de un prototipo de prótesis no convencional bloqueada para cadera. La Figura 3 muestra el hueso y el prototipo de la prótesis empleados.

La preparación del fémur fue llevada a cabo por un cirujano ortopedista calificado para el manejo de este tipo de implante. Se cortó el hueso dos centímetros por debajo del trocánter menor, con la ayuda de una herramienta manual. El canal medular fue rimado para permitir la inserción del vástago de la prótesis. Por último, se perforaron las corticales del fémur para la inserción de los pernos.

Una vez preparado el hueso para la inserción de la prótesis, se le practicaron cortes tomográficos. Se empleó un tomógrafo Somaton AR de tercera generación (Siemens) perteneciente al Centro Nacional de Rehabilitación-Ortopedia. Se realizaron 42 cortes, con intervalo de un centímetro entre cada uno de ellos. Se tuvo cuidado de



Figura 3. Fémur fresco de cadáver y el prototipo de la PNC y los pernos empleados.

alinear el eje diafisiario del fémur con el eje de los cortes del tomógrafo.

Se seleccionaron nueve cortes tomográficos, los cuales fueron digitalizados mediante un escáner de cama plana ScanJet 6100-C (Hewlett-Packard). Con base en las placas digitalizadas, se describen los *keypoints* de cada corte, como se aprecia en la Figura 4.

A partir de los *keypoints* obtenidos en cada corte tomográfico se genera el modelo base, compuesto por los volúmenes de los distintos componentes ensamblados, con excepción de los pernos, los cuales se colocan por separado para su inserción en diferentes ubicaciones.

El hueso presenta una geometría irregular tanto en su exterior, como en su interior. Al ser colocado en el interior del canal femoral, el vástago tiene regiones donde hace contacto con las paredes internas del hueso. En la Figura 5 se muestra la geometría del hueso y del vástago a diferentes alturas.

Como se puede apreciar, el vástago mantiene un contacto de la mitad de su perímetro en las tres primeras secciones ($Z = 286$ a $Z = 250$ mm). En la cuarta ($Z = 155$ mm) el contacto se reduce a una sexta parte del perímetro. En la

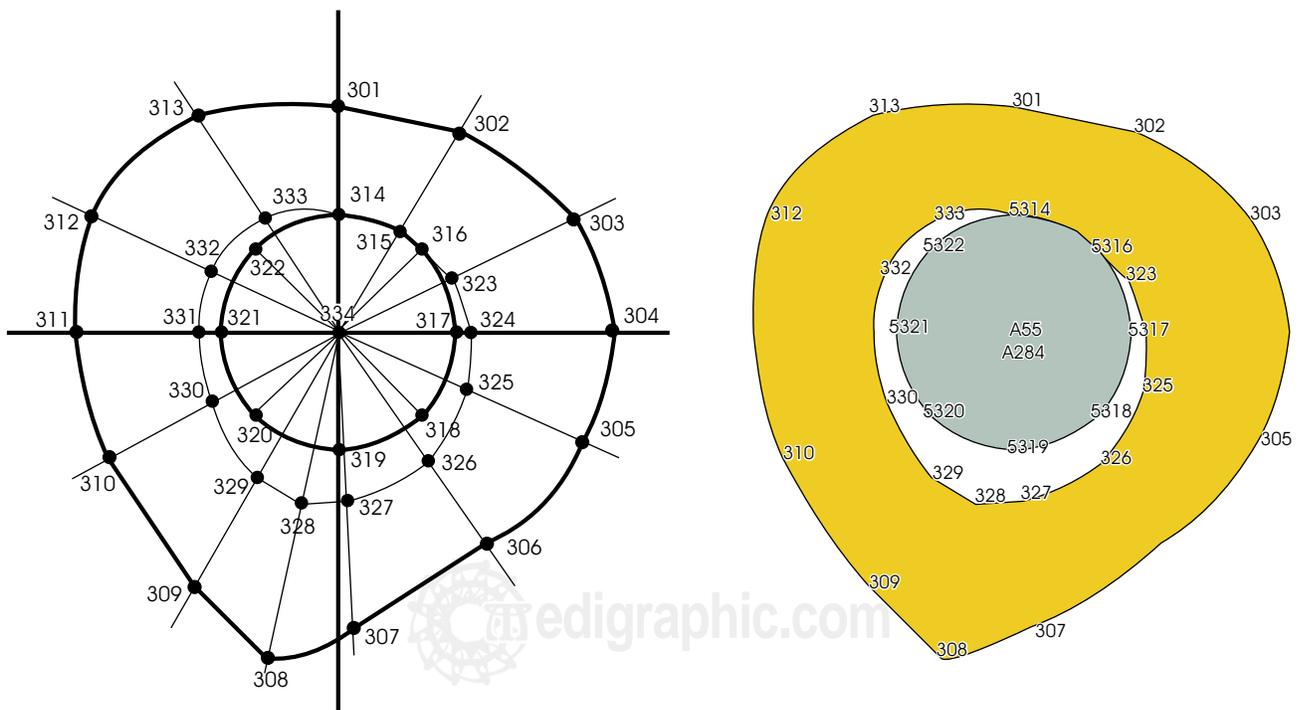


Figura 4. Procedimiento para determinar los keypoints y las líneas a partir de un corte tomográfico (izquierda), y con ellos definir áreas.

quinta sección el hueso y el vástago sólo comparten una línea, por lo que es la porción del modelo que se encuentra más despegada. La sexta sección ($Z = 70$ mm) presenta un contacto de una tercera parte del perímetro. Por último, en las dos últimas secciones ($Z = 40$ mm y $Z = 15$ mm) el vástago tiene contacto en una tercera parte de su perímetro con el hueso cortical y en las dos terceras partes que restan, éste hace contacto con el hueso trabecular.

El extremo superior de la prótesis presenta una geometría formada por un cono que originalmente es recto, pero que para su conformación final, se dobla. La Figura 6 muestra el procedimiento que se siguió para establecer la geometría de esta parte de la prótesis. Para tal efecto, se consideraron cinco círculos de diferente diámetro. El diámetro de la punta es de 12 mm, mientras que el de la base es de 16.8 mm. Se consideró que la línea media de esta porción de la prótesis tiene un solo radio de curvatura.

Los pernos tienen un diámetro de 3 mm y una longitud de 40 mm. En el modelo original se ubica el perno proximal a 50 mm del sitio de la osteotomía y el distal a 25 mm del anterior.

Fueron considerados cuatro diferentes materiales, dos tipos de hueso: cortical y trabecular; y dos aleaciones metálicas para la prótesis y los pernos, acero inoxidable 316 LVM grado médico y aleación de titanio (Ti-6Al-4V). La Tabla 3 muestra las propiedades mecánicas de estos materiales.

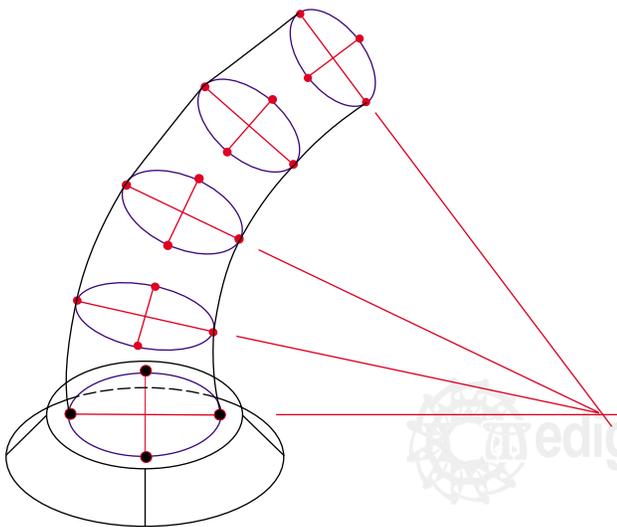


Figura 5. Procedimiento seguido para establecer la geometría del extremo superior del vástago.

Los casos que de estudio serán analizados en términos de dos variables, el desplazamiento y los esfuerzos de von Mises. Se desea que ambas variables sean lo más parecidas a las que se verifican en un hueso intacto. Domínguez y cols.¹⁶ realizaron un primer estudio de este implante y encontraron que tanto los desplazamientos, como los esfuerzos de von Mises presentan valores más elevados para los sistemas hueso-prótesis, respecto de lo obtenido para el hueso intacto. Por ello, se considera que mientras menor sea el desplazamiento obtenido, mayor será la estabilidad del implante.

Por otra parte, se desea que los esfuerzos en el hueso sean lo más parecido al hueso intacto, en tanto que para el caso de la prótesis y los pernos, se desea que los esfuerzos sean lo menores posibles.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Primer caso de estudio: Ubicación del perno proximal respecto al sitio de la osteotomía

Se analiza el efecto que tiene la ubicación del perno proximal respecto del sitio de la osteotomía. Se estudian siete diferentes ubicaciones. Para todos los casos se mantendrá el perno distal a 25 mm del proximal. De igual forma, ninguno de los modelos contará con camisa, y en todos ellos se aplicará una sola carga, la reacción de la cadera. La Figura 7 muestra los modelos que serán analizados.

Los patrones de desplazamientos y de esfuerzos obtenidos para los modelos del MEF de los sistemas hueso-prótesis estudiados son muy similares entre sí. En la Figura 8 se muestran los desplazamientos obtenidos para la prótesis de acero inoxidable, con el perno proximal colocado a 50 mm del sitio de la osteotomía. Debido a las condiciones de frontera impuestas al modelo, los desplazamientos máximos ocurren en el extremo superior del implante, en tanto que el extremo inferior permanece fijo.

El patrón de esfuerzos de von Mises para el hueso cortical se muestra en la Figura 9. El valor máximo se localiza en la zona del barreno de inserción del perno distal. En los modelos pertenecientes a esta sección, el punto de mayor esfuerzo se localiza siempre en la región donde se localizan los barrenos para la inserción de los pernos, en algunos casos en el perno proximal (20, 40, 60 y 80 mm), en los restantes en el perno distal (30, 50 y 70 mm).

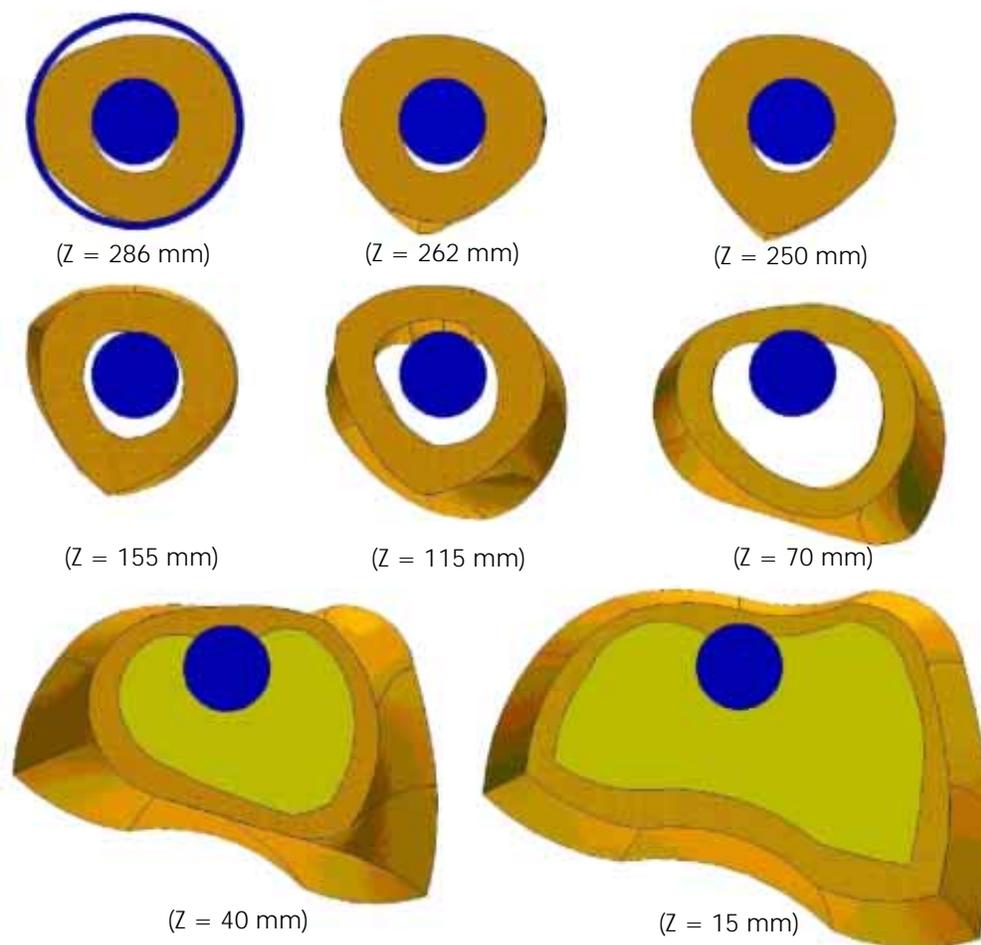


Figura 6. Secciones del hueso-vástago en distintas alturas. El hueso trabecular inicia en $Z = 40$ mm.

Cuadro 3. Materiales empleados en los modelos de elementos finitos de la prótesis no convencional.

Material	Módulo de elasticidad	Relación de Poisson	Densidad
Hueso cortical	EX = 11.5 GPa EY = 11.5 GPa EZ = 17.0 GPa	$\mu_{xy} = 0.33$ $\mu_{yz} = 0.33$ $\mu_{zx} = 0.33$	$\rho = 1\ 950\ \text{kg/m}^3$
Hueso trabecular	E = 1.0 GPa	$\mu = 0.33$	$\rho = 1\ 650\ \text{kg/m}^3$
Acero inoxidable	E = 207.0 GPa	$\mu = 0.30$	$\rho = 7\ 920\ \text{kg/m}^3$
Aleación de titanio	E = 110.0 GPa	$\mu = 0.30$	$\rho = 4\ 430\ \text{kg/m}^3$

En la cortical lateral, el nivel de esfuerzo se incrementa en la porción inferior de la diáfisis, donde el hueso comienza a ensancharse. En la cortical medial ocurre lo mismo, no obstante en este sitio los niveles de esfuerzo son aún más elevados que para la cortical lateral.

Para analizar los patrones de esfuerzo en la prótesis, ésta se divide en dos partes: la porción superior, la cual le llamaremos únicamente "prótesis"; y el vástago. La prótesis es la parte del conjunto que

presenta los más elevados niveles de esfuerzo. El nivel de esfuerzo es el mismo para todos los casos.

El vástago también está sometido a elevados niveles de esfuerzo. El esfuerzo máximo se encuentra localizado en el barreno de inserción del perno distal, aunque la región inferior está sometida a un nivel de esfuerzo similar al valor máximo.

La Tabla 4 muestra los valores de los desplazamientos antero-posteriores (U_{AP}), medial lateral (U_{ML}), vertical (U_V) y el resultante o total (U_R); así como los

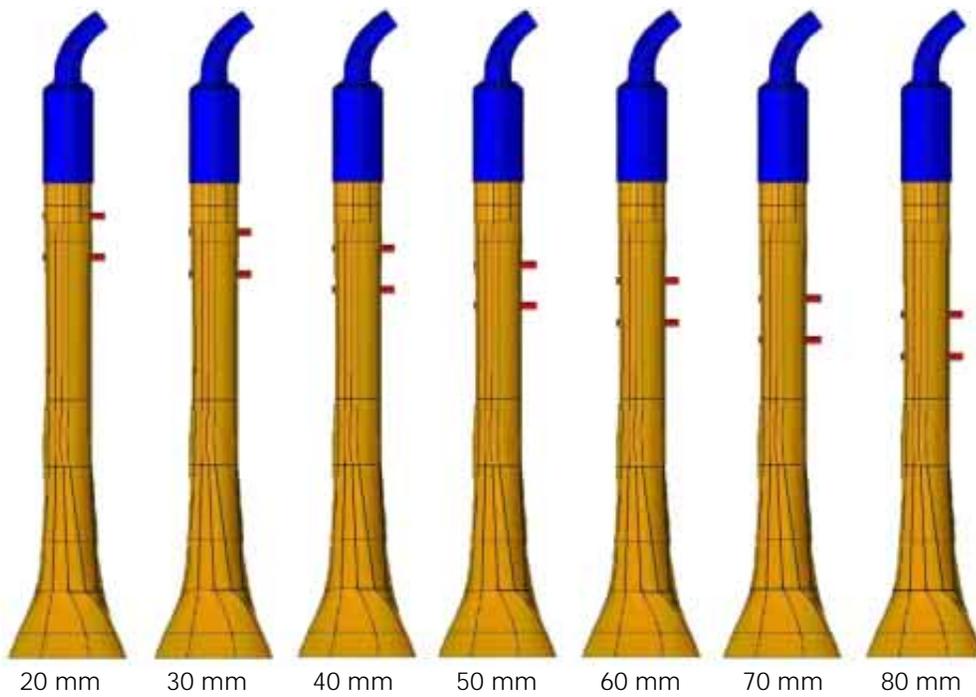


Figura 7. Modelos MEF del primer caso de estudio.

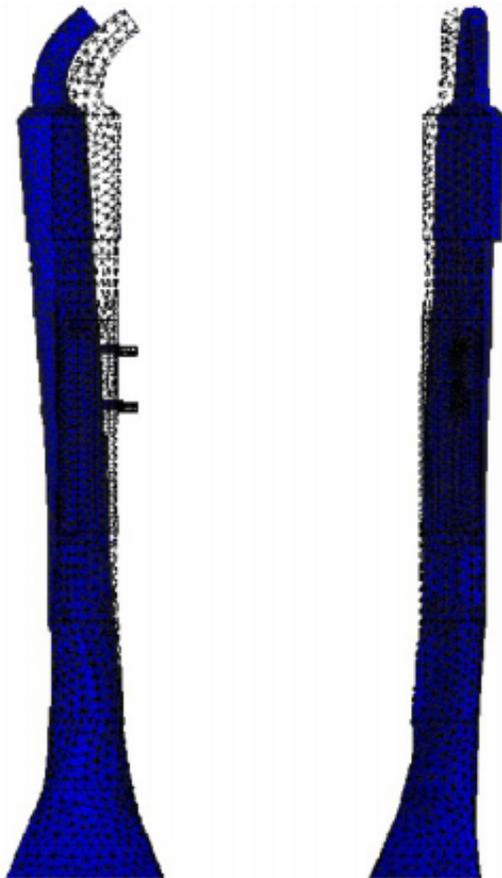


Figura 8. Desplazamientos para la PNC de acero inoxidable con el perno proximal a 50 mm del sitio de la osteotomía.

esfuerzos de von Mises para el hueso cortical, el vástago y los pernos, así como el desplazamiento máximo para todo el conjunto.

El modelo de 50 mm tiene los desplazamientos máximos menores de los casos estudiados en esta primera etapa. De igual forma se aprecia que los modelos de 60, 70 y 80 mm, presentan valores cercanos a los del modelo de 50 mm.

En lo que respecta a los esfuerzos de von Mises, no se aprecia una tendencia clara y consistente en los resultados. Para el hueso cortical, los menores esfuerzos corresponden al modelo de 80 mm, seguidos de los de 60 y 70 mm, que son casi idénticos. En el caso de los esfuerzos en los pernos muestra también inconsistencia, aunque pudieran encontrarse algunas tendencias. Por principio de cuentas, si se comparan ambos pernos, casi siempre los esfuerzos son mayores para el perno distal (20, 40, 50, 60 y 70 mm), respecto del proximal. De igual forma, la diferencia en valores pareciera ser menor en los primeros casos analizados (20 y 40 mm) y va creciendo hasta ser casi del doble (80 mm).

Con base en los resultados del primer caso de estudio para la prótesis de acero inoxidable, se recomienda colocar el perno proximal a 50 mm del sitio de la osteotomía, en virtud de que los desplazamientos para el hueso cortical, la prótesis y el vástago son los menores; en tanto que los esfuer-

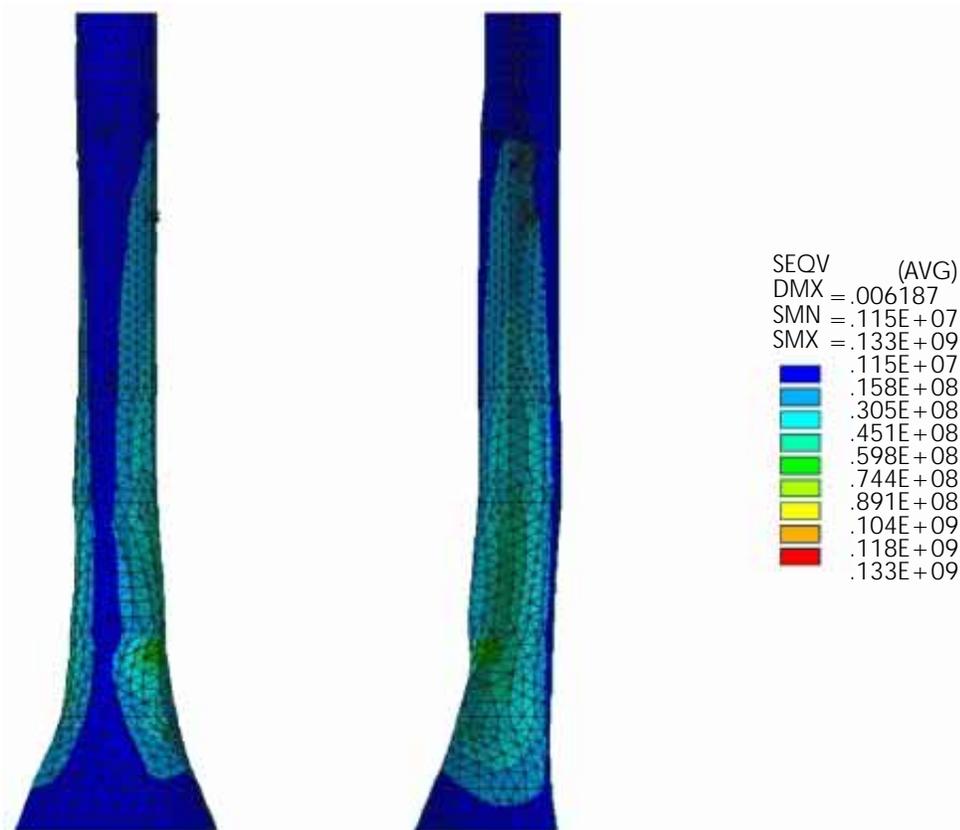


Figura 9. Patrón de esfuerzos para el hueso cortical en proyección antero-posterior (izquierda) y medial-lateral (derecha).

Cuadro 4. Resultados del primer caso.

	Esfuerzos de von Mises (MPa)				Desplazamientos (mm)			
	Cortical	Vástago	Perno proximal	Perno distal	UAP	UML	UV	UR
20 mm	127.15	264.60	208.75	218.96	3.901	-9.464	0.784	10.266
30 mm	113.23	262.93	214.68	162.68	3.876	-9.375	0.774	10.174
40 mm	261.32	265.27	242.71	263.43	3.949	-9.333	0.771	10.163
50 mm	133.02	264.81	185.14	245.43	3.889	-9.303	0.768	10.112
60 mm	103.74	332.58	174.11	253.06	3.908	-9.311	0.770	10.127
70 mm	103.58	262.00	185.90	390.53	3.911	-9.311	0.770	10.128
80 mm	86.72	341.76	259.37	305.55	3.920	-9.308	0.770	10.129

UAP = Desplazamientos en antero-posterior.

UV = Desplazamiento vertical.

UML = Desplazamientos en medial-lateral.

UR = Desplazamiento resultante.

zos para el hueso cortical y los pernos, si bien no son los menores en todos los casos, se mantienen en un nivel razonablemente bajo.

Segundo caso de estudio: Distancia entre pernos

Una vez que se estableció la ubicación óptima del perno proximal, se procede a estudiar el efecto

que tiene la ubicación del perno distal con respecto al perno proximal. La localización del prototipo es de 25 mm, en esta sección se analizan los casos en los cuales el perno distal se coloca a 15, 20, 30, 35 y 40 mm del perno proximal. Para todos los casos, el perno proximal se encuentra a 50 mm del sitio de la osteotomía y ninguno de los modelos cuenta con camisa. Al igual que en el caso

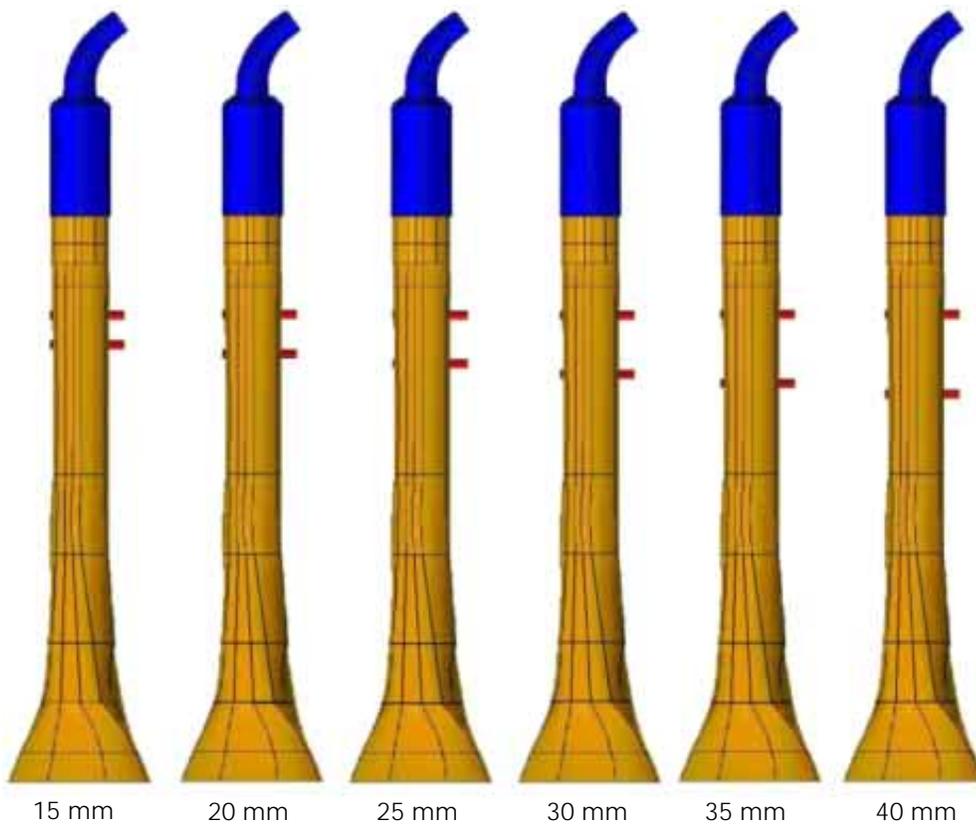


Figura 10. Modelos MEF del segundo caso de estudio.

Cuadro 5. Resultados del segundo caso.

	Esfuerzos de von Mises (MPa)				Desplazamientos (mm)			
	Cortical	Vástago	Perno proximal	Perno distal	U _{AP}	U _{ML}	U _v	U _R
15 mm	129.67	261.52	200.83	191.44	3.892	-9.324	0.771	10.133
20 mm	103.26	261.74	170.35	260.54	3.902	-9.305	0.768	10.119
25 mm	131.30	257.04	269.12	235.51	3.656	-9.121	0.751	9.855
30 mm	92.25	304.53	193.46	199.36	3.907	-9.319	0.772	10.134
35 mm	88.70	321.47	194.98	259.96	3.904	-9.311	0.769	10.125
40 mm	154.52	261.79	196.66	324.83	3.907	-9.304	0.769	10.121

anterior, se aplicará una sola carga, la reacción de la cadera. En la Figura 10 se muestran los modelos por analizar.

La Tabla 5 muestra los desplazamientos y esfuerzos de von Mises para los componentes críticos de los modelos del segundo caso de estudio. Para el hueso cortical se aprecia que los desplazamientos para todas las direcciones son menores para el modelo que presenta el perno distal a 25 mm del perno proximal.

En lo referente a los esfuerzos de von Mises, los esfuerzos para el hueso cortical del modelo con dis-

tancia entre pernos de 25 mm son unos de los más altos de los modelos estudiados en esta sección, sin embargo, se mantienen en un nivel aceptable. En el caso del vástago, este modelo presenta el nivel de esfuerzo más bajo de los casos analizados, en tanto que para ambos pernos, los esfuerzos son uno de los más bajos del caso de estudio.

Por lo antes descrito, el caso que tiene el perno distal a 25 mm del perno proximal es el que presenta los mejores resultados para el acero inoxidable, por ello, el modelo que presenta el perno proximal a 50 mm del sitio de la osteotomía y una

distancia entre pernos de 25 mm, será empleado en la siguiente etapa de optimización.

Tercer caso de estudio: Longitud del vástago de la prótesis

En esta sección se analizará el efecto que tiene sobre la estabilidad y la distribución de esfuerzos sobre la longitud del vástago. La Figura 11 muestra las siete diferentes longitudes de vástago que se analizarán. En los tres primeros casos (300, 290 y 280 mm) el extremo distal del vástago se encuentra dentro del hueso trabecular, en tanto que el caso que le sigue (270 mm) sólo tiene contacto a través de un área y, finalmente, los restantes casos (260, 250 y 240 mm) no tienen contacto con el hueso trabecular.

En la Tabla 6 se muestran los resultados obtenidos para este caso. Se aprecia una tendencia consistente y clara, tanto para los desplazamientos, como para los esfuerzos de von Mises. Es claro que a medida que el vástago se acorta, los desplazamientos y los esfuerzos de von Mises en los componentes del sistema aumentan. Para este caso de estudio la longitud que presenta el

mejor desempeño es la de 300 mm, por ello, se empleará en las etapas sucesivas de optimización.

Cuarto caso de estudio: Rigidez del extremo superior de la prótesis

Una vez establecidos los parámetros óptimos para la ubicación de los pernos y la longitud del vástago, se analiza el efecto que tiene emplear una prótesis con mayor o menor rigidez. Para ello, se generaron tres diferentes modelos de prótesis, los dos primeros con el extremo superior más grueso, 27% y 13.5% (P1 y P2, respectivamente) que el diseño original (P0) y el tercero con un extremo 13.5% más delgado. La Figura 12 muestra los casos estudiados en esta sección.

De los resultados mostrados en la Tabla 7, se aprecia que los desplazamientos en todos los componentes de la prótesis son menores para el prototipo menos rígido, o sea el P3, y le siguen P0, P2 y P1. No obstante, los esfuerzos en la prótesis para P3 son 73% mayores respecto de P0. Los esfuerzos también son mayores para P1 y P2, que los establecidos para P0.

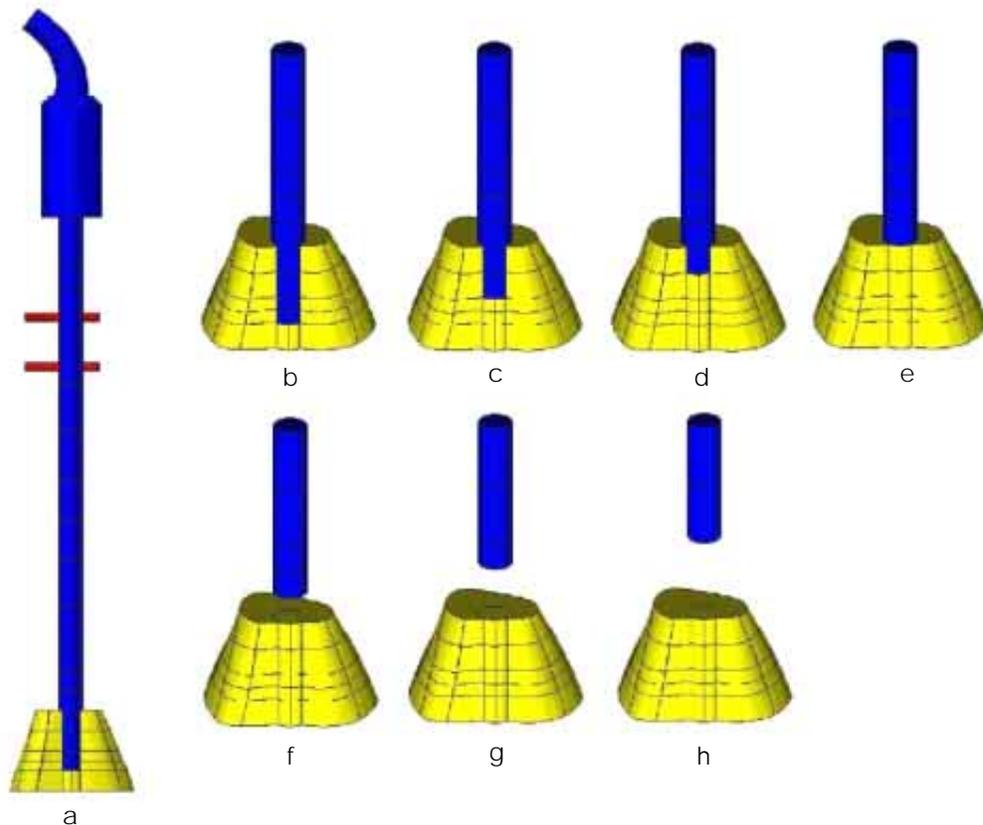


Figura 11. Modelos MEF del tercer caso de estudio. a) Vista posterior de la prótesis y el hueso trabecular para un vástago de 300 mm. b) Detalle del extremo inferior del vástago de 300 mm de longitud en el hueso trabecular. c) Vástago de 290 mm. d) Vástago de 280 mm. e) Vástago de 270 mm. f) 260 mm. g) 250 mm. h) 240 mm.

Cuadro 6. Resultados del tercer caso.

	Esfuerzos de von Mises (MPa)				Desplazamientos (mm)			
	Cortical	Vástago	Perno proximal	Perno distal	U _{AP}	U _{ML}	U _v	U _R
30 cm	133.02	264.81	185.14	245.43	3.889	-9.303	0.768	10.112
29 cm	134.43	265.42	187.07	246.41	4.034	-9.372	0.764	10.232
28 cm	136.17	266.54	189.37	247.90	4.184	-9.482	0.762	10.392
27 cm	138.48	267.62	192.18	249.83	4.326	-9.631	0.763	10.586
26 cm	142.43	267.68	196.60	252.41	4.496	-9.845	0.767	10.851
25 cm	145.72	269.38	200.39	255.36	4.642	-10.070	0.776	11.116
24 cm	149.63	402.63	205.35	257.19	4.816	-10.322	0.785	11.417

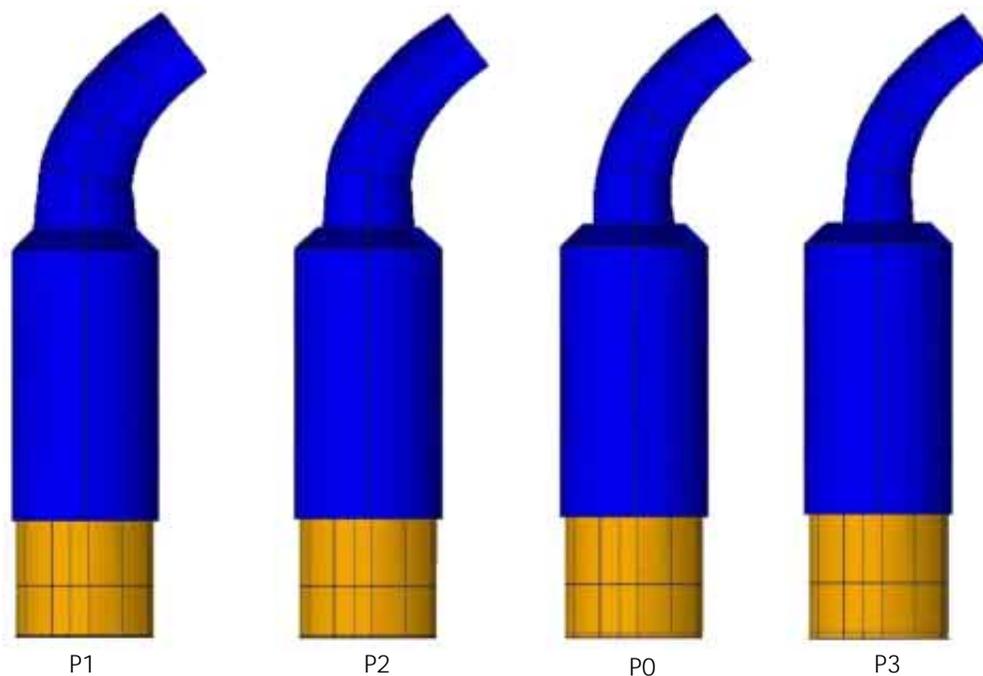


Figura 12. Modelos MEF del cuarto caso de estudio. El extremo de la prótesis se modificó para tener cuatro casos con mayor o menor rigidez.

Cuadro 7. Resultados del cuarto caso.

	Esfuerzos de von Mises (MPa)				Desplazamientos (mm)				
	Prótesis	Cortical	Vástago	Perno proximal	Perno distal	U _{AP}	U _{ML}	U _v	U _R
P1	1459.10	136.07	277.81	190.96	254.56	3.911	-9.698	0.874	10.494
P2	869.68	134.52	270.41	187.99	249.91	3.897	-9.502	0.082	10.270
P0	685.45	133.02	264.81	185.14	245.43	3.889	-9.303	0.768	10.112
P3	1187.40	131.53	259.18	182.27	240.91	3.886	-9.076	0.691	9.897

Debido a que el nivel de esfuerzos en la prótesis para P3 es muy elevado, la mejor opción es P0, en virtud de tenerse bajos niveles de desplazamiento y los más bajos niveles de esfuerzo de los casos estudiados en esta sección.

Quinto caso de estudio: Efecto de la camisa

Se analiza el efecto que tiene la presencia de la camisa en el desempeño biomecánico del implante. Se estudian tres casos: el primero sin la camisa,

el segundo con la camisa y un tercero en el cual el hueso trabecular ha crecido a través de las ventanas del implante (Figura 13). Esta situación ha sido observada por el cirujano que diseñó la prótesis en otros tipos de implantes.

La Tabla 8 muestra los resultados obtenidos para los tres casos estudiados en esta sección. Como puede apreciarse, los resultados muestran muy poca variación, tanto en términos de esfuerzo como de desplazamiento. De igual forma se observa que al insertar la camisa el implante mejora ligeramente su estabilidad al tiempo que se reducen los esfuerzos. No obstante, cuando se incluye también el hueso cortical que crece a través de las ventanas, se aprecia que el implante pierde un poco de estabilidad y se incrementan los esfuerzos hasta casi igualar los que se presentan al modelo sin camisa. Los resultados entonces muestran que la mejor opción la representa el modelo con camisa, pero sin la presencia de hueso en sus ventanas.

Este caso hay que analizarlo con mayor detenimiento. A primera instancia parecería que no es recomendable el empleo de la camisa, en virtud de que pudiera causar daño al hueso, y que, en caso de que esto no suceda, al transcu-

rrir el tiempo y el hueso crecer a través de las ventanas de la camisa, la estabilidad disminuiría. Sin embargo, hay que considerar que en el modelo se considera que tanto la camisa, el hueso y la prótesis se consideran firmemente adheridas, por lo que el hueso, al ser menos rígido, ocasiona que los desplazamientos se incrementen discretamente. Por ello, en lo que respecta a este punto en particular, se concluye que con el modelo del MEF actual no es posible analizar cabalmente este fenómeno, ya que sería necesario emplear un modelo no-lineal, el cual considere la interfase hueso-prótesis-camisa de una manera más realista.

A reserva que se lleven a cabo trabajos de investigación adicional, se considera que el modelo sin camisa es el más adecuado, en virtud de que la diferencia en términos de estabilidad y de esfuerzos de von Mises encontrada para los modelos con camisa y con hueso de anclaje, es mínima, al tiempo que se tienen dudas relativas a la conveniencia o no de dañar el periostio del hueso cortical.

Sexto caso de estudio: Efecto de reestablecer la palanca abductora

El último caso de estudio analiza el efecto que tiene el reestablecer la palanca abductora. Para ello, se toma el caso de la prótesis sin camisa y se desarrollan cinco casos. El primero cuenta con una carga, la reacción de la cadera. Los restantes cuatro casos consideran, además de la reacción de la cadera, la acción del abductor mayor. El segundo caso emplea el 25% de su fuerza, el tercero el 50%, el cuarto el 75% y el quinto el 100%. Se designarán estos casos como SA, A25, A50 y A100, respectivamente.

Los resultados de este caso se presentan en la Tabla 9. Los desplazamientos en la dirección antero-posterior (AP), y vertical disminuyen considerablemente para el caso A25; en tanto que para A50, A75 y A100 disminuyen gradualmente hasta casi anularse. En la dirección ML, los desplazamientos se incrementan discretamente para los casos con fuerza abductora.

En lo que respecta a los esfuerzos, éstos disminuyen a casi la mitad para A100, para el hueso cortical, el vástago y los pernos.

Resulta notable que en ninguna etapa previa se había encontrado un factor que tuviera un impacto de la magnitud que tiene el restablecer la palanca abductora, aun un valor tan bajo como

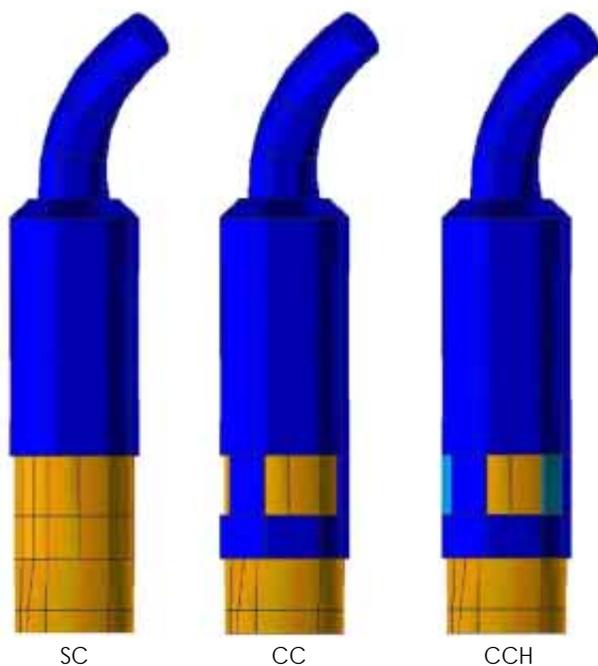


Figura 13. Modelos MEF del quinto caso de estudio. SC = Sin camisa. CC = Con camisa. CCH = Con camisa y con hueso cortical que crece a través de dos ventanas.

Cuadro 8. Resultados del quinto caso.

	Esfuerzos de von Mises (MPa)				Desplazamientos (mm)			
	Cortical	Vástago	Perno proximal	Perno distal	U _{AP}	U _{ML}	U _V	U _R
SC	133.02	264.81	185.14	245.43	3.889	-9.303	0.768	10.112
CC	132.67	263.51	183.81	244.35	3.870	-9.234	0.757	10.040
CCH	132.94	264.40	184.08	245.09	3.871	-9.252	0.759	10.058

Cuadro 9. Resultados del sexto caso.

	Esfuerzos de von Mises (MPa)				Desplazamientos (mm)			
	Cortical	Vástago	Perno proximal	Perno distal	U _{AP}	U _{ML}	U _V	U _R
SA	133.02	264.81	185.14	245.43	3.889	-9.303	0.768	10.112
A25	110.09	216.31	147.93	189.36	3.905	-6.966	0.559	8.005
A50	90.74	178.42	113.96	142.34	3.940	-4.698	0.392	6.144
A75	77.11	140.55	99.74	121.35	3.975	-2.430	0.305	4.669
A100	72.49	114.44	95.79	117.61	4.010	-0.296	0.271	4.030

Cuadro 10. Resultados del séptimo caso.

	Esfuerzos de von Mises (MPa)				Desplazamientos (mm)			
	Cortical	Vástago	Perno proximal	Perno distal	U _{AP}	U _{ML}	U _V	U _R
Cr-Co-Mo	130.37	285.42	186.62	255.01	3.763	-9.049	0.750	9.828
Ac Inox	133.02	264.81	185.14	245.43	3.889	-9.303	0.768	10.112
Titanio	140.20	199.69	170.66	192.13	4.499	-10.386	0.823	11.348

un 25%. Estos resultados muestran el impacto que tiene el restablecer la palanca abductora en el desempeño global del implante. Estos resultados indican que sería altamente provechoso invertir esfuerzos de investigación enfocados a unir los tendones del abductor mayor directamente al cuerpo de la prótesis, o bien establecer alguna otra estrategia para restablecer en alguna medida la palanca abductora.

Séptimo caso de estudio: Materiales empleados en la fabricación del implante

El último caso analiza el comportamiento de la prótesis si se emplea acero inoxidable, aleación de cromo-cobalto-molibdeno (Cr-Co-Mo) y aleación de titanio. En la Tabla 10 se muestran los resultados obtenidos para los tres materiales bajo estudio.

Un análisis de los resultados obtenidos en el presente caso de estudio, revela que el material más rígido, el Cr-Co-Mo, es el que presenta los menores desplazamientos. De igual forma se observa

que para el hueso cortical los esfuerzos son los menores de los casos estudiados, en tanto que para el vástago y los pernos, el nivel de esfuerzos de von Mises es el más elevado para estos componentes del sistema. El acero inoxidable ocupa el segundo lugar en todos los casos, en tanto que el titanio presenta los desplazamientos máximos en los componentes, los esfuerzos más elevados para las partes vivas y los esfuerzos menores para los elementos de la prótesis.

En términos de estabilidad los mejores resultados corresponden al Cr-Co-Mo, seguido del acero inoxidable y el titanio, por último. En lo que corresponde a esfuerzo es claro que el orden se invierte, ya que los esfuerzos en el hueso para el titanio son los más parecidos a un hueso intacto, mientras que en las partes inertes son los menores de los tres casos analizados.

Una ponderación de los resultados obtenidos indican que la mejor opción es emplear acero inoxidable, ya que de esta forma se tendría elevada estabilidad, sin que los esfuerzos en los componentes inertes sean excesivos.

MODELO OPTIMIZADO DE LA PRÓTESIS NO CONVENCIONAL PARA CADERA

Después de analizar los casos de estudio planteados para la prótesis no convencional para cadera, se determinaron sus parámetros óptimos de diseño, los cuales se enlistan a continuación:

Distancia del perno proximal al sitio de la osteotomía: Primera opción 50 mm, rango recomendado, de 50 a 60 mm.

Distancia entre pernos: Primera opción 25 mm, rango recomendado, de 20 a 35 mm.

Longitud del vástago: Primera opción 300 mm, rango recomendado, de 290 a 300 mm. Se debe tener cuidado en que la punta del vástago alcance la región del fémur donde esté presente el hueso trabecular.

Rigidez del extremo superior del implante: Se recomienda el diseño actual de la punta del implante debido a que un implante con mayor volumen produce mayores desplazamientos en el sistema completo, en tanto que una prótesis con menores dimensiones presenta esfuerzos muy elevados en su extremo.

Diseño con camisa o sin camisa. Los resultados indican que la presencia de la camisa mejora muy poco el desempeño del implante inmediatamente después de su colocación. Cuando el tiempo transcurre y el hueso crece a través de las ventanas del implante, éste pierde un poco de estabilidad. Adicionalmente, existe el temor de que el daño inducido en el periostio pueda alterar la irrigación sanguínea del hueso, y alterar la fisiología del hueso. No se recomienda el uso de la camisa.

Efecto de restablecer la palanca abductora. Este factor es el que tiene mayor impacto de todos los analizados, sin embargo se requiere desarrollar trabajo de investigación para implementar estrategias de solución.

Material empleado. Los resultados del análisis de los casos de estudio son mejores para el acero inoxidable, seguido del cromo-cobalto-molibdeno y por último el titanio.

AGRADECIMIENTOS

Los autores expresan su amplio reconocimiento al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT), ya que gracias al apoyo brindado a través del proyecto 112002-5-J34778-U "Aplicaciones del método del elemento finito a la biomecánica de

prótesis, implantes y estructuras óseas en ortopedia y rehabilitación" fue posible realizar el presente trabajo de investigación.

BIBLIOGRAFÍA

1. Moore AT, Bohlman HR. Metal hip joint. A case report. *J Bone Joint Surg* 1943; 25A: 688.
2. Lewis M, Chekofsky KM. Proximal femur replacement for neoplastic disease. *Clin Orthop* 1982; 171: 72-79.
3. Johnsson R, Carlsson A, Kirsch K, Moritz U, Zetterström R, Persson BM. Function following mega total hip arthroplasty compared with total hip arthroplasty and healthy matched controls. *Clin Orthop* 1985; 192: 159-167.
4. Johnson ME, Mankin HJ. Reconstruction after resection of tumors involving the proximal femur. *Orthop Clin N Am* 1991; 22(1): 87-103.
5. Sim FH, Frassica FJ, Chao EYS. Orthopaedic management using new devices and prostheses. *Clin Orthop* 1995; 312: 160-172.
6. Veth R, Nielsen H, Oldhof J. Megaprotheses in the treatment of primary malignant and metastatic tumors in hip region. *J Surg Oncol* 1989; 40: 214-218.
7. Malkani AL, Settecerri JJ, Sim FJ, Chao EYS, Wallrichs SL. Long term results of proximal femoral replacement for non-neoplastic disorders. *J Bone Joint Surg* 1995; 77-B(3): 351-356.
8. Haentjens P, De Boeck H, Opdecam P. Proximal femoral replacement prosthesis for salvage of failed hip arthroplasty. Complication in a 2-11 follow-up study in 19 elderly patients. *Acta Orthop Scand* 1996; 67(1): 37-42.
9. Gebhart M, Mainil-Varlet P, Aeren C. Functional evaluation of megaprosthesis replacing the proximal femur. *Acta Orthop Belgica Suppl* 1993; 59: 47-51.
10. Newington DP, Bannister GC, Fordyce M. Primary total hip replacement in patients over 80 years of age. *J Bone Joint Surg* 1990; 72-B: 450-452.
11. Coventry MB. The history of joint replacement arthroplasty. En Morrey BF. *Joint replacement arthroplasty*. Churchill Livingstone, Rochester MN, 1991.
12. Zehr RJ, Enneking WF, Scarborough MT. Allograft-Prosthesis composite *versus* megaprosthesis in proximal femoral reconstruction. *Clin Orthop* 1996; 322: 207-223.
13. Kohles SS, Markel MD, Rock MG, Chao EYS, Vanderby R. Fixation of femoral allograft/prosthesis composites after 25%, 50% and 75% resection. *Med Eng Phys* 1996; 18(2): 115-121.
14. Donati D, Giacomini S, Gozzi E, Mercuri M. Proximal femur reconstruction by an allograft prosthesis composite. *Clin Orthop* 2002; (394): 192-200.
15. Rico-Martínez G, Linares-González LM, Domínguez-Hernández VM. Prótesis tumoral no convencional bloqueada para cadera. *Rev Mex Ortop Traum* 1997; 11(6): 385-388.
16. Domínguez-Hernández VM, Carbajal-Romero MF, Rico-Martínez G, Urriolagoitia-Calderón G. Análisis de una prótesis no convencional bloqueada para cadera mediante el Método del Elemento Finito. *Rev Mex Ing Biomed*. En prensa.
17. Morom SA, Linden MJ. Computer aided stress analysis of long bones utilizing computed tomography. *J Biomech* 1990; 23(5): 399-404.
18. Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD Jr. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *J Biomed Eng* 1990; 12: 389-397.

19. Brekelmans WAM, Poort HW, Slooff TJ. A new method to analyze the mechanical behavior of skeletal parts. *Acta Orthop Scand* 1972; 43: 301-317.
20. Rohlmann A, Bergmann G, Koelbel R. The relevance of stress computation in the femur with and without endoprosthesis. en Gallagher RH, Simon BR, Johnson PC, Gross JF: *Finite Elements in Biomechanics*, Editorial John Wiley & Sons, 1982: 361-377.
21. Cheal EJ, Spector M, Hayes WC. Role of loads and prosthesis material properties on the mechanics of the proximal femur after total hip arthroplasty. *J Orthop Res* 1992; 10: 405-422.
22. Keyak JH, Fourkas MG, Meagher JM, Skinner HB. Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. *J Biomed Eng* 1993; 15: 505-509.
23. Kang YK, Park HC, Youm Y, Lee IK, Ahn MH, Ihn JC. Three dimensional shape reconstruction and finite element analysis of femur before and after the cementless type of total hip replacement. *J Biomed Eng* 1993; 15: 497-504.
24. Taylor ME, Tanner KE, Freeman MAR, Yettram AL. Cancellous bone stresses surrounding the femoral component of a hip prosthesis: an elastic-plastic finite element analysis. *Med Eng Phys* 1995; 17(7): 544-550.
25. Mann KA, Bartel DL, Wright TM, Burstein AH. Coulomb frictional interfaces in modeling cemented total hip replacements: a more realistic model. *J Biomech* 1995; 28(9): 1067-1078.
26. Taylor ME, Tanner KE, Freeman MAR, Yettram AL. Stress and strain distribution within the intact femur; compression of bending? *Med Eng Phys* 1996; 18(2): 122-131.
27. Kalidindi SR, Ahmad P. A numerical investigation of the mechanics of swelling-type intramedullary hip implants. *J Biomech Eng* 1997; 119: 241-247.
28. Wang CJ, Yettram AL, Yao MS, Procter P. Finite element analysis of a Gamma nail within a fractured femur. *Med Eng Phys* 1998; 20: 677-683.
29. Rotem A. Effect of implant material properties on the performance of a hip joint replacement. *J Med Eng Tech* 1994; 18(6): 208-217.
30. Huiskes R, Janssen JD, Slooff TJ. A detailed comparison of experimental and theoretical stress-analyses of a human femur. en Cowin: *Mechanical Properties of Bone*, 45: 211-234, American Society of Mechanical Engineers, Nueva York, 1981.
31. Mann KA, Bartel DL, Ayers DC. Influence of stem geometry on mechanics of cemented femoral hip components with proximal bond. *Transactions of the 43rd Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*, pp 840, 1997.
32. Van Rietbergen B, Müller R, Ulrich D, Rüdsegger P, Huiskes R. Quantitative assessment of tissue loading in proximal femur, using a full scale microstructural FE-model. *Transactions of the 43rd Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*, 1997: 62.
33. McNamara BP, Cristofolini L, Toni A, Taylor D. Relationships between bone-prosthesis bonding and load transfer in total hip reconstruction. *J Biomech* 1997; 30(6): 621-630.
34. Namba RS, Keyak JH, Kim AS, Vu LP, Skinner HB. Cementless implant composition and femoral stress. *Clin Orthop* 1998; 347: 261-267.
35. Stolk J, Verdonchot N, Huiskes R. Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent *in vivo* loading of a cemented total hip reconstruction. *J Biomech* 2001; 34: 917-926.