



ANÁLISIS COMPARATIVO DE PRÓTESIS DE CADERA: IMPLANTES TRADICIONALES FRENTE A IMPLANTES MÍNIMAMENTE INVASIVOS

OSCAR MARTEL¹, HERNANDO AFONSO², JOSÉ BERMEJO¹, ALBERTO CUADRADO¹, DONATO MONOPOLI²

¹Universidad de Las Palmas de Gran Canaria
Departamento de Ingeniería Mecánica
Campus de Tafira, 35017 Las Palmas de G.C. – Islas Canarias – España

²Instituto Tecnológico de Canarias
Playa de Pozo Izquierdo s/n. CP 35110 – Las Palmas – España

(Recibido 4 de mayo de 2011, para publicación 22 de junio de 2011)

Resumen – La mejora continua de las tecnologías ha llevado al diseño de nuevas prótesis de cadera mínimamente invasivas, que no sólo suponen una mejora estética, sino una disminución considerable de los riesgos; en contraposición a las técnicas convencionales que conllevan un postoperatorio largo y doloroso. Se hace por ello necesario el estudio de estas nuevas prótesis. Se han simulado las implantaciones correctas de dos prótesis primarias del mismo fabricante generadas mediante software CAD: una implantada a través de una técnica convencional (Aesculap Excia) y otra que se implanta a través de una técnica mínimamente invasiva (Aesculap Metha). Posteriormente se comparan los resultados entre ambas mediante software de cálculo por elementos finitos. En el caso de la prótesis Metha se simula la implantación correcta del vástago protésico y los casos de mala implantación en varo y en valgo, que son los que se presentan con mayor frecuencia. Asimismo, se analiza la capacidad que tiene el cirujano de compensar los errores cometidos durante la implantación del vástago a través de la utilización de los diferentes adaptadores cónicos de los que dispone el sistema. En el caso de la prótesis Excia se simula una mala implantación en varo, con el fin de poder estudiar su sensibilidad ante una posible mala implantación, comparándola a su vez con la sensibilidad existente entre las malas implantaciones de una prótesis mínimamente invasiva. A la vista de los resultados, se recomienda el uso de las prótesis mínimamente invasivas frente a las prótesis convencionales. Asimismo, se concluye que el uso de los adaptadores cónicos de las prótesis mínimamente invasivas para la corrección de la mala implantación en varo o en valgo ayuda, pero no soluciona el problema derivado de esta mala implantación, recomendándose el uso de navegadores quirúrgicos.

Palabras clave – Biomecánica, prótesis de cadera, cirugía mínimamente invasiva, elementos finitos.

1. INTRODUCCIÓN

La artroplastia total de cadera (o sustitución protésica de cadera), se ha convertido en una de las técnicas quirúrgicas que con mayor frecuencia se realiza dentro de la práctica diaria de la cirugía ortopédica. Hasta hace unos años, una sustitución protésica de cadera realizada mediante una técnica convencional (Fig. 1) a través de cualquiera de las vías de abordaje suponía la realización de una incisión para insertar la prótesis de 15 cm. o más, con una severa agresión a los planos musculares y fasciales. Las técnicas convencionales conllevan un postoperatorio largo y doloroso, así como un periodo de rehabilitación extenso.

La mejora continua de las tecnologías ha llevado al diseño de nuevas prótesis de cadera mínimamente invasivas, que gracias a su reducido tamaño no sólo suponen una mejora estética, sino una menor agresión a los tejidos blandos que rodean la articulación, con menor pérdida hemática, una recuperación precoz, un postoperatorio menos doloroso y un menor tiempo de hospitalización, disminuyendo considerablemente los riesgos del proceso completo.



Fig. 1. Radiografía de una prótesis convencional de cadera (Aesculap Excia®).

En los últimos cincuenta años, se han realizado avances importantes en cuanto a diseño, materiales, sistemas de fijación y técnicas quirúrgicas. Debido a sus grandes ventajas, el uso de las nuevas prótesis mínimamente invasivas está ganando terreno a las prótesis convencionales. Pero, a pesar de estos avances, la correcta colocación de la prótesis no se logra en un alto porcentaje de los casos [1,2].

La posición de los componentes protésicos ha sido uno de los aspectos más imprecisos en el reemplazo total de cadera, a pesar de la experiencia del cirujano o del cuidado del planeamiento preoperatorio. La mala posición del componente protésico puede generar pinzamientos, limitación en los arcos de movilidad, dolor, aflojamiento mecánico, desgaste, luxación de la prótesis o fracturas periprotésicas.

El estudio de las prótesis de cadera ha sido una de las principales investigaciones de la biomecánica [1]. Sin embargo, las comparaciones de las prótesis convencionales con las mínimamente invasivas desde un punto de vista numérico-analítico no han sido muy estudiadas [3]. Por ello se ha analizado de forma más detallada, el comportamiento mecánico de una prótesis mínimamente invasiva frente a una convencional.

Asimismo, se han estudiado las consecuencias que tiene sobre el funcionamiento de la prótesis una mala técnica de implantación.

1.1. Objetivos

El primero de los aspectos estudiado ha sido la diferencia existente entre el uso de una técnica convencional frente a una mínimamente invasiva en la artroplastia de cadera. Se han simulado las implantaciones correctas de dos prótesis primarias del mismo fabricante generadas mediante software de CAD: una que es implantada a través de una técnica convencional (Excia) y otra que se implanta a través de una técnica mínimamente invasiva (Metha). Se han comparado los resultados entre ambas mediante software de cálculo por elementos finitos. Con ello se han analizado las diferencias que existen entre ambas técnicas. En ambos casos, el análisis comprendió el estudio tanto del componente protésico como del hueso.

Además, se han simulado casos de implantaciones incorrectas. En el caso de la prótesis Metha se estudiaron los casos de mala implantación en varo y en valgo que son los que se presentan más frecuentemente; ya sea por una desviación angular excesiva o por no estar apoyado el vástago protésico en la cortical lateral del fémur. La prótesis Metha dispone de un sistema de adaptadores cónicos que ofrecen nueve configuraciones diferentes en función de la variación de dos ángulos, que presentan tres



Fig. 2. Prótesis de Cadera de AESCULAP. Izqda.: mínimamente invasiva Metha. Dcha.: convencional Excia.

medidas posibles cada uno. Se analizó la capacidad que tiene el cirujano de compensar los errores cometidos durante la implantación del vástago a través de la utilización de los diferentes adaptadores cónicos de los que dispone el sistema. En el caso de la prótesis Excia se simuló una mala implantación en varo, con el fin de poder estudiar su sensibilidad ante una posible mala implantación, comparándola a su vez con la sensibilidad existente en las malas implantaciones de una prótesis mínimamente invasiva.

2. PRÓTESIS OBJETO DEL ESTUDIO

Se ha realizado el estudio de dos prótesis, una mínimamente invasiva y otra convencional (Fig. 2), ambas de la casa Aesculap Implant Systems, LLC (Center Valley, PA, USA). La prótesis mínimamente invasiva Metha es modular, es decir está formada por tres piezas: vástago, adaptador y cabeza. De esta forma, consigue adaptarse a la anatomía de los diferentes pacientes. Por otro lado, la prótesis convencional Excia representa la solución clásica en artroplastia total de cadera, y se ha elegido del mismo fabricante para que la comparación esté basada sólo en cuestiones de diseño y no de materiales, fabricación u otros. A continuación se describen ambas con más detalle.

2.1. Prótesis mínimamente invasiva Metha

Este tipo de prótesis resulta especialmente adecuada para pacientes jóvenes con buena calidad ósea y se puede implantar a través del muñón del cuello femoral sacrificando una cantidad mínima de la sustancia ósea adyacente al cuello femoral y de la zona del trocánter mayor, conservando así al máximo el hueso, el músculo y las partes blandas. La versión modular con diferentes adaptadores cónicos resulta especialmente práctica, puesto que permite adaptar casi por completo la estabilidad de la articulación y la movilidad a las necesidades de cada paciente.

Dispone de nueve adaptadores cónicos modulares (Fig. 3) que permiten diferentes variantes de offset o voladizo y de torsión tras la implantación del vástago, variando el ángulo cervicodiafisario (CCD) en 130°, 135° y 140°, y el ángulo de anteversión-retroversión (AR) en +7.5°, 0° y -7.5°. Tras la fijación, adaptador cónico y vástago quedan unidos de manera segura en todo momento.

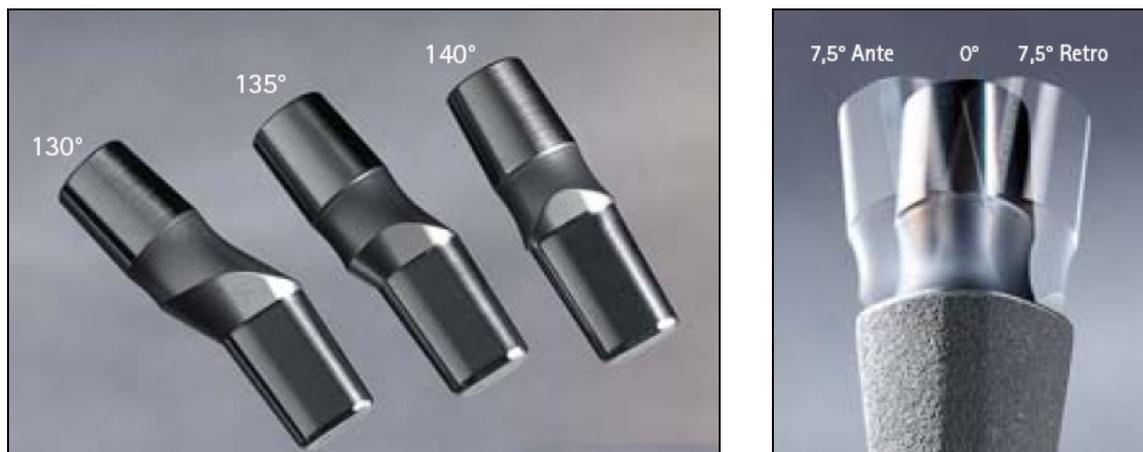


Fig. 3. Variantes del adaptador cónico de prótesis Metha. Izqda.: ángulo cervicodifisiario (CCD). Dcha.: ángulo de Anteversión Retroversión AR.

La gama de vástagos protésicos incluye seis tamaños que van desde 9.75 cm a 12.25 cm en proyección Antero-Posterior. El anclaje en el interior del cuello femoral se ve reforzado por la forma cónica del plano lateral. Tanto los vástagos protésicos como los adaptadores cónicos están fabricados en una aleación forjable de titanio (Ti6Al4V). La superficie exterior de la parte proximal del recambio protésico está recubierta por una superficie de titanio puro con una capa de 20 μ m de fosfato bicálcico dihidrato (CaHPO₄x2H₂O) que garantiza la fijación del vástago al hueso. El sistema se puede montar con cabezas protésicas, bien de cerámica o metálicas, de 28 y 32 milímetros de diámetro.

2.2. Prótesis convencional Excia

El modelo de prótesis Excia (Fig. 2) destaca principalmente por tres aspectos: su novedoso diseño, por su técnica de implantación y por la superficie del implante, formando así la base del éxito de la cirugía primaria de reemplazo de cadera. El sistema protésico Excia es implantado con la ayuda de raspas que sirven tanto para los vástagos no cementados recubiertos con una capa de fosfato cálcico como para los vástagos cementados con un centrador distal. El *offset* lateral del vástago de Excia aumenta con el tamaño del vástago, aumentando así la estabilidad de la articulación. La prótesis está fabricada en una aleación forjable de titanio (Ti6Al4V). El sistema consta de dos diseños según se fije con cemento óseo o no.

3. MATERIALES Y MÉTODOS

En este estudio se contó con un modelo de fémur izquierdo obtenido a través de una Tomografía Axial computarizada (TAC). Éste se reconstruyó mediante la utilización de software en el Instituto Tecnológico de Canarias (ITC), consiguiendo el correspondiente modelo de fémur. El modelo contemplaba el canal medular, el hueso trabecular (excepto en su zona diafisaria, por ser despreciable) y el hueso cortical. El programa que se utilizó para la manipulación CAD y para el estudio por Elementos Finitos fue el Pro/ENGINEER Wildfire 4.0 (PTC Corporation, MA, USA). Con el fin de simular una artroplastia de cadera, se ha realizado una osteotomía femoral a este modelo de fémur. En el caso de la prótesis Metha el fabricante aconseja una osteotomía de 50° con respecto al eje femoral y en el caso de la Excia de 55° con respecto al mismo eje.

Se establecerá para todos los cálculos la simplificación de considerar el hueso como un material con comportamiento elástico lineal homogéneo e isótropo, distinguiendo entre zona cortical y esponjosa. Las características mecánicas promedio consideradas [4] se recogen en la Tabla 1, donde E es el módulo de elasticidad, ν el coeficiente de Poisson, ρ la densidad, S_C la tensión de rotura a compresión, S_T la tensión de rotura a tracción y S_Y la tensión de fluencia. El material de las prótesis es el indicado por el fabricante,

Tabla 1. Propiedades Mecánicas consideradas en el cálculo.

Material	E (GPa)	ν	ρ (g/cm ³)	S _c (MPa)	S _r (MPa)	S _y (MPa)
Hueso cortical	14.22	0.32	1.95	150	82.2	-
Hueso esponjoso	0.10	0.30	0.90	15	-	-
Aleación Ti6Al4V	117.21	0.33	4.42	1040	1040	930

aleación forjable de Titanio ISOTAN®_F (Ti6Al4V / ISO 5832-3) cuyas propiedades se indican en la Tabla 1.

Para el diseño CAD de ambas prótesis se ha recurrido al uso de diversas plantillas proporcionadas por el fabricante y a la visualización un modelo original. En el caso de la prótesis Metha, de los seis posibles tamaños de vástago se ha diseñado únicamente el correspondiente al tamaño intermedio cuya longitud es de 11.25 cm, ya que es el que más se adapta a las características del fémur obtenido a partir de la TAC. Asimismo, se han diseñado los nueve tipos posibles de adaptadores cónicos variando los tres casos del ángulo CCD (130°, 135° y 140°) y los tres posibles para el ángulo AR (7,5° de anteversión, neutro y 7,5° de retroversión). En el caso de la prótesis Excia, al no ser modular su diseño se realiza en una sola pieza, usándose el modelo de vástago de implantaciones no cementadas.

Una vez finalizado el modelado de cada uno de los componentes de forma individual, se procedió a montar los modelos objeto de estudio. Estos montajes se basan en una simulación de una artroplastia total de cadera.

3.1. Condiciones de contorno y cargas

La interfaz prótesis-hueso en ambas prótesis se ha estudiado generando contactos entre la superficie exterior del vástago en contacto con la esponjosa y la cortical del fémur, lo que permite así el desplazamiento relativo entre ellas. Esto implica una mayor complejidad en el estudio, pasando de lineal a no-lineal, necesitando un mucho mayor tiempo de cálculo. Sin embargo, los resultados obtenidos con la no-linealidad son mucho más exactos y permiten apreciar desplazamientos relativos entre superficies y estudiar por ejemplo el hundimiento protésico (Fig. 4). En cuanto a las condiciones externas de contorno del fémur, se ha optado por simular un empotramiento sobre las superficies condilares en la articulación de la rodilla, restringiendo totalmente su movimiento, situación que se puede considerar análoga al funcionamiento real del fémur en carga con la rodilla bloqueada. De esta forma se tiene en cuenta la capacidad de absorber flexión del fémur completo.

Como caso de carga se ha considerado el más desfavorable de apoyo monopodal, en el que la carga en la cabeza del fémur es 4 veces superior al peso corporal del individuo [1]. Como objeto del estudio se ha elegido un hombre de 1,75 metros de altura y 75 Kg, con lo que se obtiene una fuerza en la articulación coxofemoral de 3000 N. La dirección de la carga coincide con la del eje mecánico de la pierna, del centro de la cabeza femoral (en nuestro caso de la prótesis) hacia el punto medio de los cóndilos inferiores. La carga se aplica sobre la superficie del adaptador cónico. Esta es la zona correspondiente a la cabeza de la prótesis, que se ha obviado por simplificar el cálculo y por la falta de aportación adicional al estudio.

3.2. Casos estudiados

En la Fig. 5 se puede ver el gráfico resumen de todos los casos analizados en el presente estudio. Estos casos no se han hecho de forma aleatoria, sino que están basadas en las situaciones más probables en una implantación. Por tanto, son casos que perfectamente pueden darse durante la realización de una artroplastia total de cadera y por ello aportan conclusiones interesantes desde el punto de vista mecánico.

En cada uno de los casos de estudio se analizaron los desplazamientos y los estados tensionales. Se estudiaron los posibles desfases tensionales y el hundimiento que se producen en el conjunto hueso-vástago-adaptador cónico con todas sus variantes.

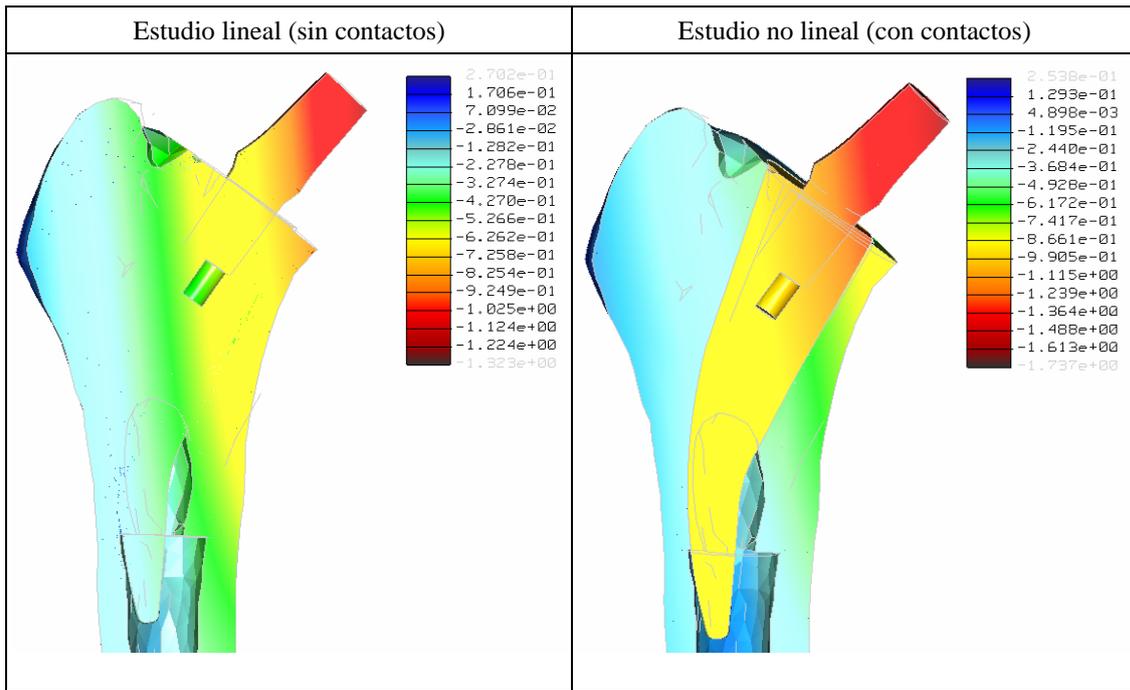


Fig. 4. Resultados de Desplazamientos en el caso lineal y no lineal.

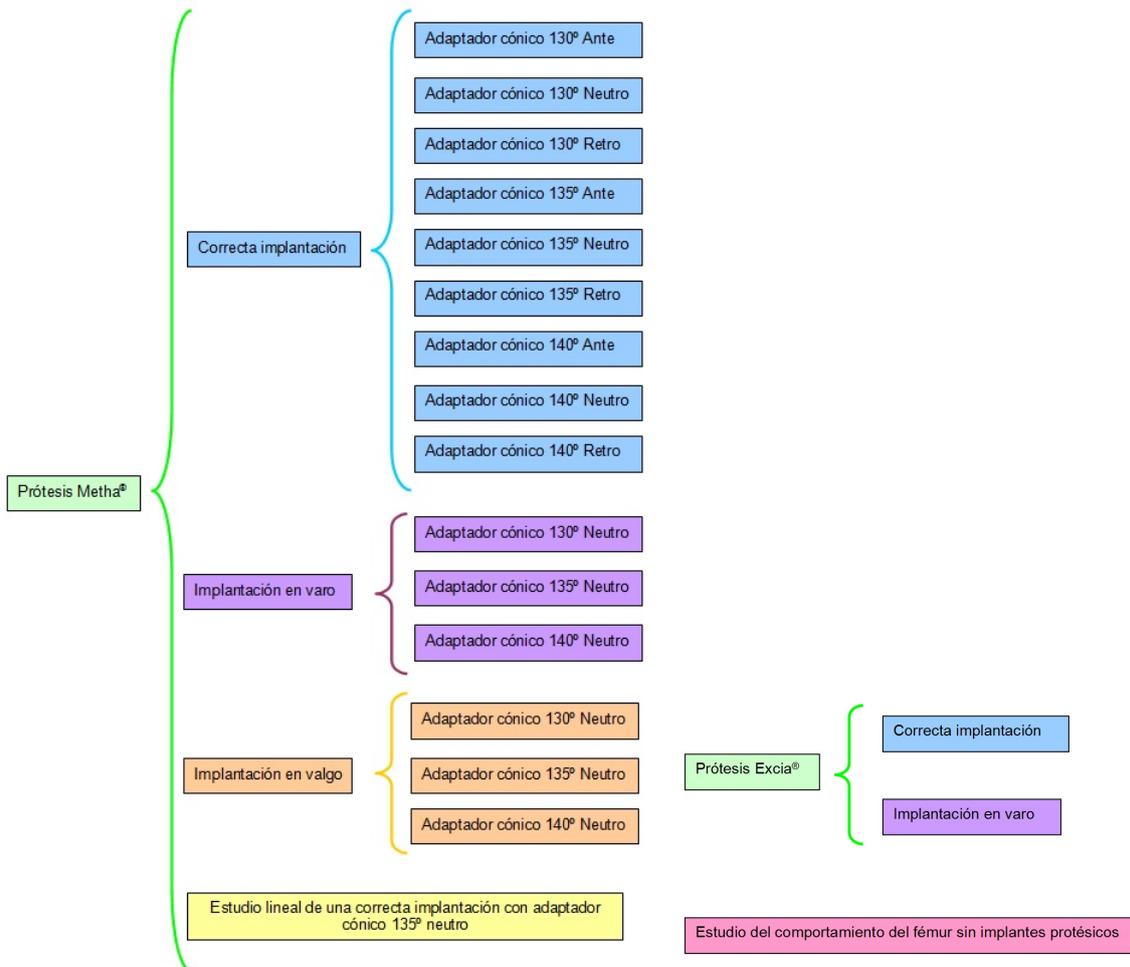


Fig. 5. Grafico de los casos estudiados.

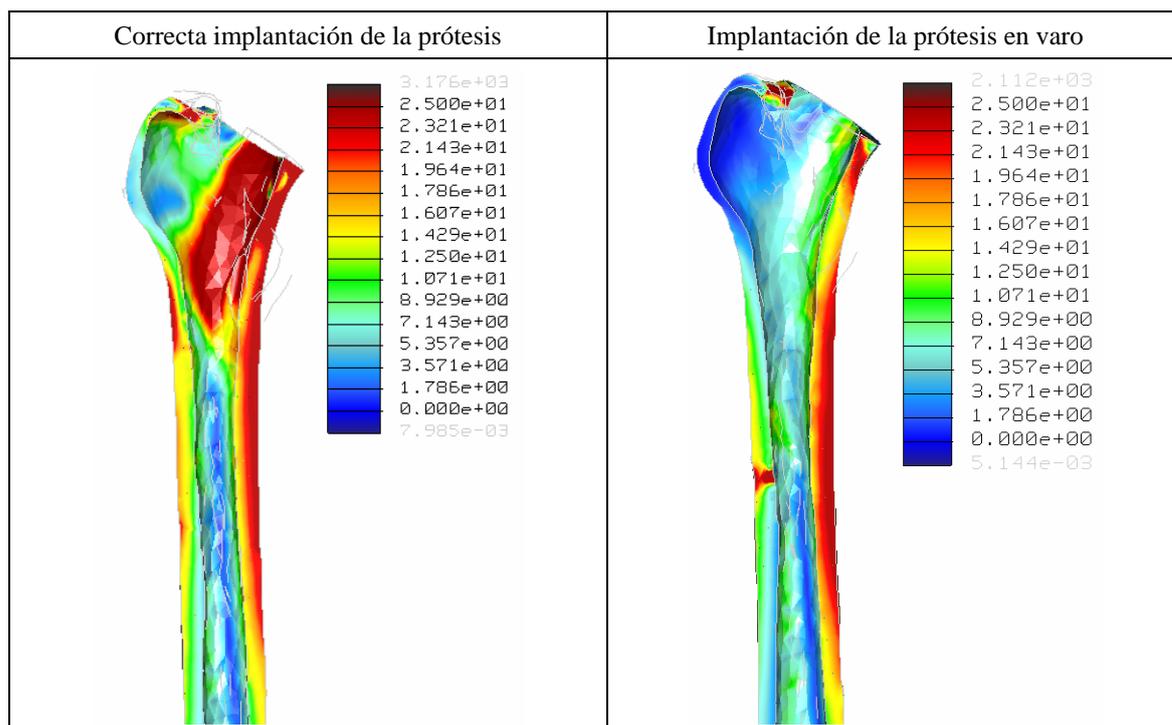


Fig. 6. Gráfico de tensiones sobre el fémur con la implantación de la prótesis Excia (unidades MPa).

4. RESULTADOS

4.1. Resultados de la prótesis Excia

En el caso de la prótesis Excia se ha analizado el caso de implantación en varo (apoyado en la cortical lateral) y el de correcta implantación (separado apenas 0,65 mm). En la correcta implantación está más solicitada la zona del cóndilo y del trocánter mayor, llegando a un máximo significativo de 20 MPa. Sin embargo, en la mala implantación, se observa un claro “efecto punta”, con valores de 100 MPa desplazándose hacia zona distal las partes más solicitadas de la prótesis (Fig. 6). Esta modificación de la distribución de tensiones induce a que al disminuir la carga sobre el trocánter mayor, éste se vaya reabsorbiendo progresivamente induciendo la aparición a medio/largo plazo de fracturas trocántéricas favorecidas por la osteoporosis. Otros efectos perjudiciales para el hueso que cabe esperar de un caso de mala implantación son el engrosamiento en el periostio (a nivel de la punta del vástago) ya que al verse esa zona muy cargada, el fémur tiende a generar excesivo hueso alrededor. En ambos modelos no se aprecian grandes tensiones sobre la prótesis. Los resultados en cuanto a hundimiento son de 0,19 mm en el caso de implantación en varo y de 1,62 mm en caso de correcta implantación.

4.2. Resultados de la prótesis Metha

Cuando la prótesis Metha se implanta correctamente para un mismo ángulo AR del adaptador cónico, mientras mayor sea el ángulo CCD, se genera un menor estado tensional y un mayor hundimiento de la prótesis. Sin embargo, para un mismo ángulo CCD del adaptador cónico, la variación del ángulo AR no tiene efecto apreciable (Tablas 2 y 3)

Si comparamos el estado tensional de una mala implantación en varo con el de una correcta (Tabla 2), se observa como no se modifican considerablemente los valores de las tensiones. Sin embargo, si se modifica considerablemente la distribución de tensiones en la prótesis (Fig. 7). Aparece el efecto de una concentración de tensiones en la punta del vástago que se traduce en un incremento del estado tensional sobre la zona en la que se apoya la prótesis en la cortical lateral del fémur. Esto favorece la aparición de fracturas periprotésicas a nivel de la punta del vástago. La variación del ángulo CCD del adaptador cónico

Tabla 2. Tensión máxima (MPa) en el cuello de la prótesis Metha en diversos casos.

Tipo Implantación	Ángulo AR	Ángulo CCD		
		130°	135°	140°
Implantación correcta	Neutro	295	213	161
	7.5° en Anteversión	296	209	150
	7.5° en Retroversión	300	219	163
Implantación en valgo	Neutro	279	210	150
Implantación en varo	Neutro	302	223	174

Tabla 3. Hundimiento (mm) de la prótesis Metha en diversos casos.

Tipo Implantación	Ángulo AR	Ángulo CCD		
		130°	135°	140°
Implantación correcta	Neutro	0,548	0,570	0,594
	7.5° en Anteversión	0,549	0,569	0,585
	7.5° en Retroversión	0,548	0,583	0,591
Implantación en valgo	Neutro	1,036	1,080	1,125
Implantación en varo	Neutro	0,175	0,172	0,172

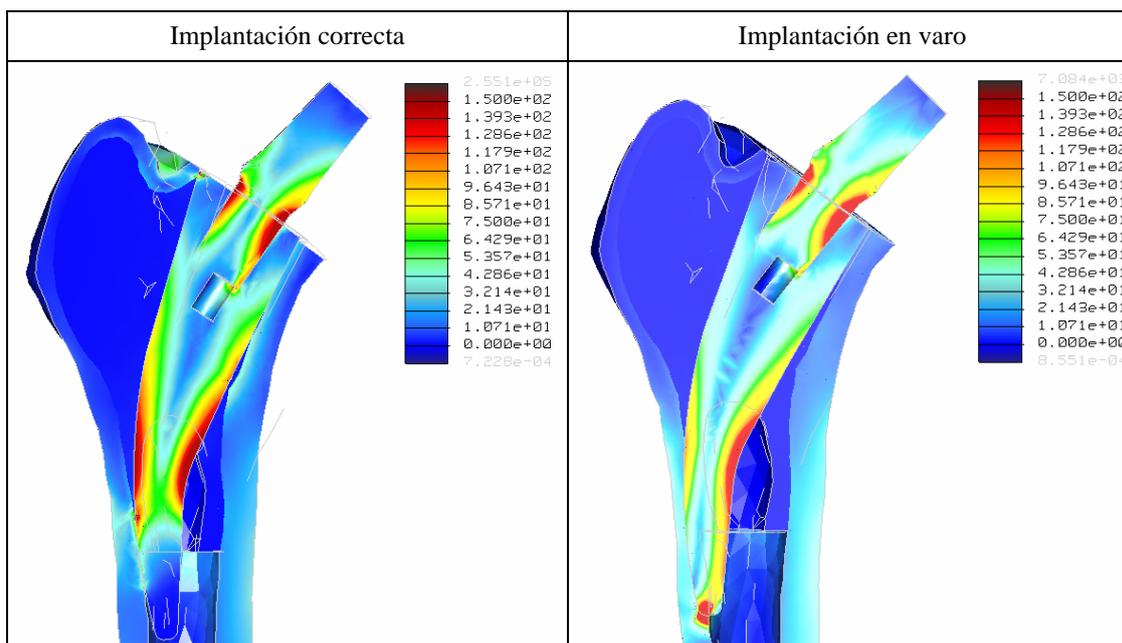


Fig. 7. Gráfico de tensiones en la prótesis con la implantación de la prótesis Metha (unidades MPa).

carece de trascendencia en cuanto al hundimiento de la prótesis (Tabla 3). Así, el caso de implantación en varo es más estable en cuanto al hundimiento, a costa de incrementar el riesgo de que se produzcan fracturas periprotésicas en el fémur al nivel de la punta del vástago. Una vez implantado el vástago, no hay posibilidad de corregir su implantación, por tanto se debe “valguizar” la prótesis, utilizando un adaptador cónico que presentase mayor ángulo CCD. En este caso si nos vamos al adaptador cónico de 140°, en vez del de 135°, se observan los siguientes efectos: a) La estabilidad frente al hundimiento se ve

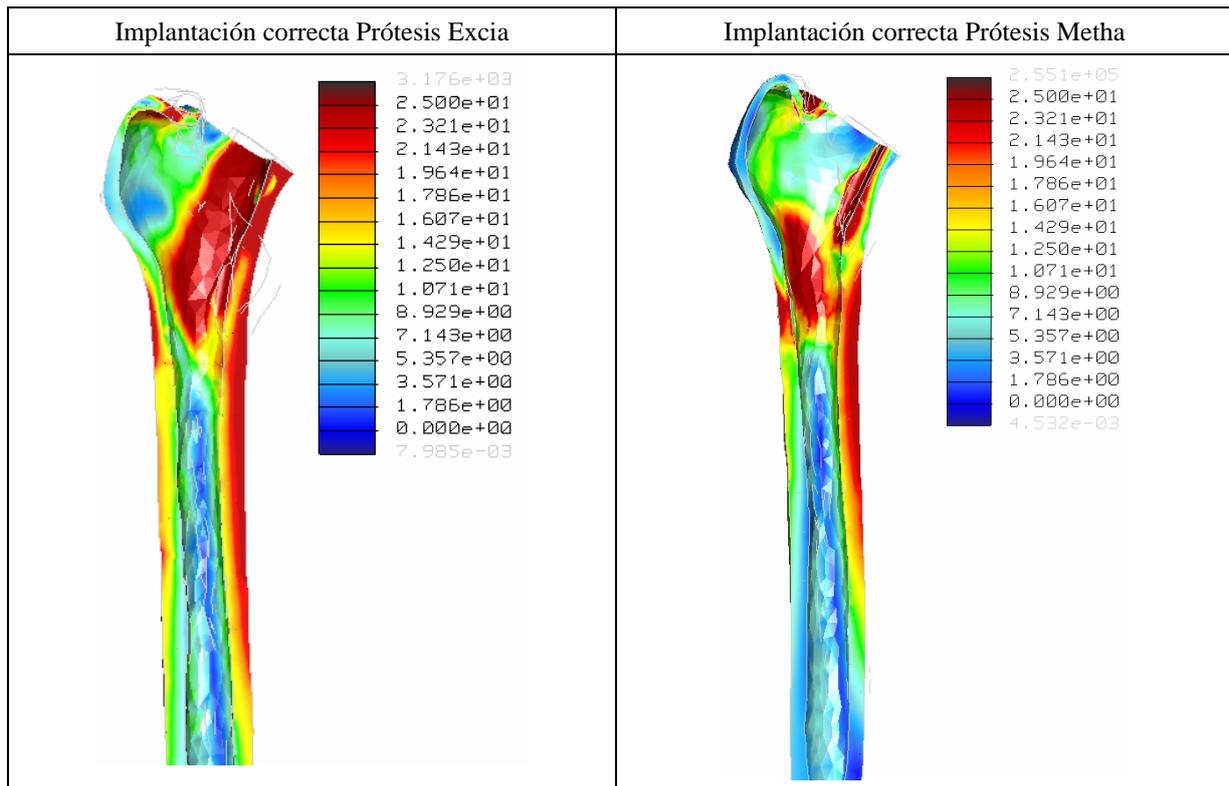


Fig. 8. Gráfico de comparación de tensiones en el fémur en el caso de ambas prótesis (unidades MPa).

inalterada; b) Se reducen las tensiones máximas en el adaptador cónico; c) Se reducen las tensiones máximas en el fémur a nivel medial y lateral, disminuyendo el riesgo de fracturas transversales del hueso. Por tanto, ante una mala implantación del vástago en varo, se recomienda incrementar el ángulo CCD del adaptador cónico, aunque la reducción de tensiones y hundimiento no sea muy significativa.

En la implantación en valgo de la prótesis Metha, para un mismo ángulo AR del adaptador cónico, mientras mayor sea el ángulo CCD utilizado se observa un menor estado tensional pero un mayor hundimiento de la prótesis (Tablas 2 y 3). En este caso una vez implantado el vástago se debe “varizar” la prótesis, utilizando un adaptador cónico que presente menor ángulo CCD. Por lo que si nos vamos al caso de 130°, en vez del de 135°, se observan los siguientes efectos: a) La estabilidad frente al hundimiento se ve incrementada un 4% (el hundimiento es el mayor riesgo que corre una mala implantación en valgo); b) Se incrementan las tensiones máximas en el adaptador cónico, factor que no va a ser crítico debido a que el estado tensional en este tipo de implantación es reducido; c) Se incrementan las tensiones máximas en el fémur, aunque en un orden de magnitud muy lejano al límite elástico del hueso. La influencia sobre el hueso era un factor clave para decidir que hacer en el caso de una mala implantación en varo. Sin embargo, en valgo, el factor determinante es el hundimiento. Por tanto, ante una mala implantación del vástago en valgo, se recomienda disminuir el ángulo CCD del adaptador cónico, ya que se va a disminuir el hundimiento, aunque de manera muy poco apreciable.

5. CONCLUSIONES

De los resultados anteriores se aprecia una mayor sensibilidad al hundimiento de la prótesis convencional (Excia) que de la mínimamente invasiva (Metha) ante una mala implantación. Por otro lado, mientras que en la implantación con Metha principalmente se ve solicitado el tercio proximal del fémur (anclaje metafisario), con la prótesis Excia se ven afectadas zonas más distales, al nivel del extremo del vástago (Fig. 8). Por tanto, cabría pensar que la absorción de hueso a nivel del trocánter mayor va a ser

más acentuada en el caso de una prótesis convencional, y en el caso de una cirugía de revisión protésica, nos encontraríamos con menos hueso en el que anclar la prótesis. Además, desde un punto de vista biológico, la destrucción de hueso cuando se implanta una prótesis convencional es mayor que cuando se implanta una mínimamente invasiva, efecto muy negativo sobre futuras revisiones protésicas. Todo ello unido a que la cirugía mínimamente invasiva es menos traumática y con menor tiempo postoperatorio, hace que sea más conveniente el uso de la prótesis Metha frente a la Excia. Esto es cierto cuando las condiciones de hueso son ideales, ya que este estudio no se ha analizado hueso osteoporótico, fracturas femorales, pérdidas óseas u otros defectos. En estos casos se deberían hacer otros estudios para determinar la conveniencia de una u otra prótesis.

La otra conclusión relevante de este estudio es que en el caso de la implantación de la prótesis mínimamente invasiva Metha, modificar el ángulo CCD de los adaptadores cónicos no soluciona las malas implantaciones en varo ni en valgo, aunque ayuda ligeramente en caso de producirse. Por tanto, se recomienda el uso de navegadores quirúrgicos para la implantación de las prótesis mínimamente invasivas.

REFERENCIAS

- [1] Prat, J., Comín, M., Peris, J.L. *et al.*, *Biomecánica articular y sustituciones protésicas*, Ed. Instituto de Biomecánica de Valencia (España) (1998)
- [2] Braun, A., Lazovic, D., Zigan, R., “Modular short-stem prosthesis in total hip arthroplasty: Implant positioning and the influence of navigation”, *Orthopedics*, **30**, S148-S152 (2007)
- [3] Fottner, A., Schmid, M., Birkenmaier, C. *et al.*, “Biomechanical evaluation of two types of short-stemmed hip prostheses compared to the trust plate prosthesis by three-dimensional measurement of micromotions”, *Clinical biomechanics*, **24**(5), 429-434 (2009)
- [4] Doblaré, M., Calvo, B., García-Aznar, J.M., *Modelado del comportamiento de tejidos, articulaciones y prótesis mediante elementos finitos* (CD-Multimedia), Ed. Anillo Digital Docente de la Universidad de Zaragoza (España) (2005)

COMPARATIVE ANALYSIS OF HIP REPLACEMENT: TRADITIONAL IMPLANTS VERSUS MINIMALLY INVASIVE IMPLANTS

Abstract – Continuous improvement of technologies has led to the design of new minimally invasive hip replacement, which not only pose a cosmetic improvement, but a significant decrease in risk, in contrast to conventional techniques that involve a long and painful postoperatively. It is therefore necessary to study these new prostheses. Implants have been simulated in two primary prostheses from the same manufacturer generated by CAD software: an implanted through a conventional technique (Aesculap Excia) and another that is implanted through a minimally invasive technique (Aesculap Metha). Then we compared the results between the two with finite element software. In the case of Metha prosthesis is simulated the correct implantation of the prosthetic stem and the cases of poorly done implantations in varus and valgus, which occurs more frequently. It is also examined the ability of the surgeon to compensate for the mistakes made during the implantation of the stem through the use of different conical adapters available to the system. In the case of Excia prosthesis is simulated a bad implantation in varus, in order to study their sensitivity to a possible bad implantation, comparing it in turn with the sensitivity between bad implantations of a minimally invasive prosthesis. In view of the results, we recommend the use of minimally invasive prostheses versus conventional prostheses. It is also concluded that the use of conical adapters of the minimally invasive prosthesis for the correction of bad implantation in varus or valgus helps, but not solve the problem arising from this poorly done implantation, recommending the use of robotic surgical systems.

Keywords – Biomechanics, Hip prosthesis, Minimally invasive surgery, Finite element analysis.