



## ORIGINAL

# Comparación de la corrección del offset femoral tras el empleo de un vástago monobloque y un vástago con cuello modular en la artroplastia total de cadera primaria

R.E. López<sup>a,b,\*</sup>, S. Gómez Aparicio<sup>a</sup>, J.M. Pelayo de Tomás<sup>a</sup>,  
M. Morales Suárez Varela<sup>c</sup> y J.L. Rodrigo Pérez<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Hospital Universitario Doctor Peset, Valencia, España

<sup>b</sup> Hospital Lluís Alcanyis, Xàtiva, Valencia, España

<sup>c</sup> Facultad de Medicina, Facultad de Farmacia, Universidad de Valencia, Valencia, España

Recibido el 1 de enero de 2021; aceptado el 2 de agosto de 2021

Disponible en Internet el 27 de noviembre de 2021

### PALABRAS CLAVE

Artrosis de cadera;  
Artroplastia;  
Modularidad;  
Desplazamiento  
femoral

### Resumen

**Introducción y objetivos:** Los vástagos con doble modularidad fueron introducidos con la ventaja teórica de restaurar de forma más precisa la anatomía de la cadera a través del ajuste del offset femoral y la longitud de miembros. Los cuellos intercambiables permiten cambios intraoperatorios de angulación, anteversión y longitud. Nuestro objetivo es estudiar si se consigue una mejor corrección del offset femoral con la prótesis H MAX-M® (Limacorporate, San Daniele, Italia) frente a su homólogo monobloque.

**Material y métodos:** Se realizó un estudio de cohortes prospectivo mediante muestreo consecutivo sobre pacientes intervenidos de artroplastia total de cadera con el diagnóstico de coxartrosis desde enero de 2011 hasta diciembre 2015. Esta cohorte posee 2 brazos, un brazo incluyó a los pacientes intervenidos mediante vástago con cuello modular y el otro a los pacientes intervenidos mediante vástago monobloque. Se realizó la medición radiográfica del offset de la cadera intervenida, la cadera contralateral y se calculó la diferencia entre ambos valores. Las medias de las mediciones obtenidas para cada brazo de la cohorte se compararon entre sí. **Resultados:** No se han observado diferencias estadísticamente significativas en la corrección del offset femoral entre el grupo modular y monobloque, determinado como la diferencia de offset entre la cadera operada y la cadera contralateral ( $p=0,323$ ). Tampoco se observaron diferencias en los valores de offset postoperatorio ( $p=0,097$ ). Cabe decir que tanto para la prótesis modular como para la prótesis monobloque el grupo mayoritario es aquel con offset restaurado ( $p=0,001$ ).

© 2021 SECOT. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

\* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: [roxanalopeztrabucco@gmail.com](mailto:roxanalopeztrabucco@gmail.com) (R.E. López).

**KEYWORDS**

Hip arthrosis;  
Arthroplasty;  
Modularity;  
Femoral offset

## Comparison of the correction of the femoral offset after the use of a stem with modular neck and its monoblock homologue in total primary hip arthroplasty

**Abstract**

*Introduction and objective:* Dual modularity stems were introduced with the theoretical advantage of restoring hip anatomy more precisely through femoral offset and limb length adjustment. Interchangeable necks allow for intraoperative angulation, anteversion and length changes. Our objective is to study whether a better femoral offset correction is achieved with the H MAX-M® prosthesis (Limacorporate, San Daniele, Italy) compared to its monoblock counterpart.

*Material and methods:* A prospective cohort study was conducted by means of consecutive sampling on adult patients undergoing total hip arthroplasty with the diagnosis of coxarthrosis between January 2011 and December 2015. This cohort has two arms, one arm included patients who underwent modular neck arthroplasty and the other included patients who underwent monoblock total hip arthroplasty. Radiographic offset measurement of the operated hip and the contralateral hip was performed, and the difference between both values was calculated. The mean of the measurements obtained for each arm of the cohort were compared with each other.

*Results:* No statistically significant differences were observed in the difference in offset between the operated hip and the contralateral hip ( $P = .323$ ). No statistically significant differences were observed in the correction of the femoral offset, determined as the difference between the operated hip and the contralateral hip ( $P = .323$ ). Nor were differences observed in the postoperative offset values ( $P = .097$ ). It should be noted that for both designs, the majority group is the one with restored offset ( $P = .001$ ).

© 2021 SECOT. Published by Elsevier España, S.L.U. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

**Introducción**

La artroplastia total de cadera es uno de los procedimientos quirúrgicos de más éxito en la cirugía ortopédica. Durante años las continuas modificaciones de los diseños protésicos y biomateriales se han convertido en la estrategia principal empleada por cirujanos e ingenieros para mejorar los resultados clínico-funcionales, a través de la reproducción de la biomecánica nativa de la cadera.

Sir J. Charnley fue el primero en reconocer la importancia de la restauración del offset o voladizo femoral y su repercusión en el momento abductor, así como en la tensión de los tejidos blandos<sup>1</sup>. Una disminución del offset femoral medializa el punto de inserción de la musculatura abductora y disminuye el brazo de palanca abductor<sup>2</sup>, lo que incrementa la energía requerida para la marcha normal. Esta situación contribuye a la aparición de una marcha en Trendelenburg y a la necesidad de ayudas para la deambulación<sup>3</sup>, así como a menor rango de movimiento<sup>1</sup> y mayor riesgo de *impingement* femoropélvico<sup>3</sup>. Además, la disminución del momento abductor aumenta la fuerza resultante sobre la articulación de la cadera<sup>1</sup>, lo que se ha asociado a un aumento del desgaste del polietileno<sup>4</sup> y, en última instancia, a osteólisis y a una menor supervivencia del implante<sup>5</sup>. Por el contrario, el aumento del offset femoral aumenta el brazo de palanca abductor, es decir, la tensión a la que se encuentra la musculatura abductora<sup>2</sup>, reduciendo la energía requerida para la marcha normal<sup>1</sup>. En un contexto clínico esta situación supone menor marcha en Trendelenburg, menos cojera, menos fatiga y menor

dependencia de ayudas, en comparación a la situación de offset disminuido<sup>1</sup>. Además, mejora el rango de movilidad libre de *impingement*<sup>3</sup>. Ese brazo de palanca aumentado minimiza la fuerza reactiva resultante en la articulación de cadera<sup>1</sup>, lo que supone un menor desgaste de las superficies implicadas en el par de fricción<sup>4,6</sup>. Sin embargo, aumenta la tensión en otras zonas como la interfase de fijación<sup>7</sup> y la cortical medial, lo que podría desencadenar un fallo precoz del implante<sup>8</sup>. Por tanto, el cirujano ortopédico debe establecerse como objetivo conseguir una restauración anatómica del offset femoral para así evitar las complicaciones derivadas de un desajuste de la restauración anatómica.

En 1962, Weber desarrolló el primer diseño que incluía el concepto de modularidad a través de un encaje cabeza-cuello<sup>9</sup>. Posteriormente, en 1985, Cremascoli diseñó el primer vástago con doble encaje, cabeza-cuello y cuello-vástago, introduciendo así el concepto de bimodularidad con la idea de proveer a los cirujanos de un sistema más versátil<sup>10</sup>. La doble modularidad posee la ventaja teórica de restaurar la anatomía de la cadera de forma más precisa, a través de un ajuste más certero del centro de rotación de la cadera y de posibilitar cambios intraoperatorios en la angulación, anteversión y longitud del cuello<sup>10</sup>. Sin embargo, publicaciones más recientes han implicado las interfases modulares en la liberación de iones metálicos con potenciales efectos sistémicos deletéreos para la salud del paciente. Series sucesivas han demostrado que la adición de uniones implica una mayor susceptibilidad a la corrosión debido a la presencia de micromovimientos en las interfases<sup>11</sup>. Sin embargo, en cualquier análisis debemos tener presente que

no todos los diseños y materiales son iguales<sup>12</sup>, y debería hacerse una clara distinción entre ellos.

Actualmente existen vástagos con cuellos modulares comercializados que han sido empleados con resultados funcionales satisfactorios y baja tasa de complicaciones y revisiones. Nuestro hospital posee una amplia experiencia en el uso de prótesis modulares, implantando la primera prótesis modular en la década de los 90. En el año 2008 se cambió el modelo mejorando la geometría y el diseño de anclaje metafisario. Se ha implantado, hasta la fecha de finalización de este trabajo, este modelo protésico como práctica habitual en nuestro servicio, por lo que nos hemos planteado valorar los beneficios vinculados a su utilización. Debido al incremento de las referencias bibliográficas en relación con los riesgos del uso de estos modelos protésicos, nos planteamos como objetivo estudiar si realmente se consigue una mejor corrección anatómica del offset femoral con el empleo de la prótesis H MAX-M® (Limacorporate, San Daniele, Italia) frente a su homólogo monobloque.

## Material y métodos

Se trata de un estudio de cohortes prospectivo que incluye pacientes a los que se les interviene con un determinado diseño de vástagos. Estos son seguidos durante un cierto periodo de tiempo para observar la ocurrencia del evento de interés, que en este caso es la alteración del offset tras la cirugía en la cadera intervenida. Los pacientes fueron seguidos durante 5 años, finalizando el estudio en 2020.

El cálculo del tamaño muestral se realizó con el programa GANMO versión 7.12. Este se basó en resultados preliminares del año 2010 que mostraron cómo la diferencia de offset femoral entre ambas caderas variaba con una media de  $-0,72$  y una desviación estándar común de  $6,6$  mm. Asumiendo esta desviación estándar, y aceptando un riesgo alfa de  $0,05$  y un riesgo beta de  $0,20$ , el tamaño muestral mínimo requerido sería de 114 pacientes en el grupo modular (grupo de observación) y de 57 en el grupo monobloque (grupo de referencia o grupo estable). La magnitud de efecto que pretendimos encontrar fue de diferencias superiores a  $5$  mm<sup>13</sup>.

Se realizó un muestreo consecutivo de pacientes adultos intervenidos de artroplastia total de cadera con el diagnóstico de coxartrosis (primaria o secundaria a necrosis avascular, enfermedad de Perthes, displasia de cadera y epifisiólisis) llevadas a cabo en nuestro centro desde enero de 2011 hasta diciembre de 2015. Esta cohorte posee 2 brazos, un brazo incluyó a los pacientes intervenidos mediante vástago no cementada con cuello modular y el otro incluyó a los pacientes intervenidos mediante vástago monobloque. Los criterios de exclusión fueron cualquier otro diagnóstico de enfermedad coxofemoral, portadores de artroplastia en cadera contralateral previa a la inclusión en el estudio y coxartrosis avanzada (grado III de la clasificación de Tönnis) en la cadera contralateral que imposibilitara la medición del offset femoral nativo. En la figura 1 se representa el diagrama de flujo de la sección de pacientes para el estudio. Nuestro centro posee una amplia trayectoria en el empleo de los vástagos primarios modulares. Disponemos tanto del vástago modular como monobloque homólogo. Debemos indicar que la inclusión de los pacientes en cada brazo de la cohorte dependió de lo previsto en la planificación preoperatoria,

de las mediciones intraoperatorias y de las preferencias del cirujano.

Las características basales de ambos brazos de la cohorte están recogidas en la tabla 1, siendo la población intervenida con vástago modular más joven ( $p=0,010$ ) y con menor índice de masa corporal ( $p=0,003$ ).

## Aspectos éticos, confidencialidad y autorizaciones

Los investigadores se adhieren a las declaraciones de Oviedo y Helsinki sobre investigación biomédica. El Comité Ético de nuestra institución dio su aprobación para la realización de este estudio: código CEIC 110/17. Los pacientes incluidos en el estudio dieron su consentimiento por escrito para la participación en el estudio y para la intervención quirúrgica proporcionado por la Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología.

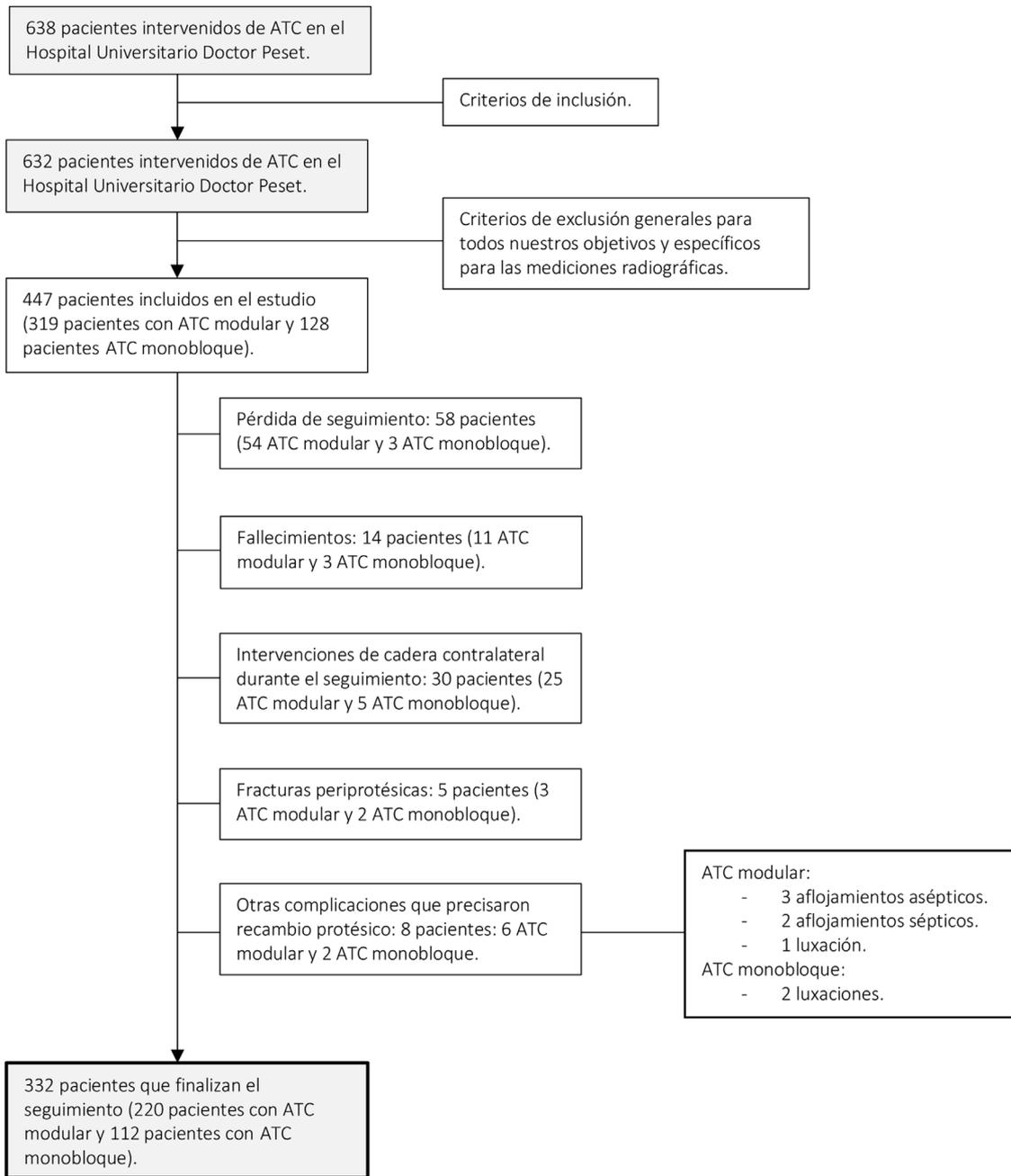
## Técnica de medición

Todas las radiografías se realizaron en el sistema DR400 (AGFA HealthCare®). En el postoperatorio inmediato se realizó la medición del offset femoral, tanto en la cadera intervenida como en la cadera contralateral mediante una radiografía anteroposterior de pelvis centrada en la sínfisis púbica con ambas piernas a  $15^\circ$  de rotación interna bloqueada mediante una férula antiequino con cuña externa. La medida del offset femoral empleada fue propuesta por Steinberg y Harris y se calcula como la distancia perpendicular entre el centro de la cabeza femoral y el eje anatómico del fémur (fig. 1)<sup>1</sup>. Al calcular la diferencia de offset entre la cadera intervenida y la cadera contralateral un valor positivo indica una mayor longitud en la cadera intervenida, y un valor negativo lo contrario. Con este parámetro valoramos si se restaura el offset femoral al intervenir al paciente con un determinado diseño de vástago, pues lo obtenemos al restar el valor postoperatorio al valor nativo. Posteriormente analizaremos si la cifra obtenida se encuentra dentro de un rango previamente establecido.

Para determinar el centro de la circunferencia dibujamos 2 cuerdas no paralelas entre sí y que no sean diámetros de la circunferencia. A partir de estas cuerdas dibujamos sus mediatrices que corresponden a la línea recta perpendicular a dicho segmento trazada por su punto medio. La mediatriz de estas 2 cuerdas se intersectaran en el centro de la circunferencia (fig. 2). En el caso de la cadera intervenida esta medición se estableció entre el centro de rotación y el eje longitudinal del vástago (fig. 3).

## Técnica quirúrgica

La intervención quirúrgica fue realizada por el mismo equipo de cirujanos compuesto por 4 miembros. Todas las cirugías se realizaron bajo anestesia espinal. Se empleó el abordaje posterior o anterolateral. La profilaxis antibiótica consistió en 2 g de cefazolina intravenosa y 240 mg de gentamicina antes de la inducción anestésica, seguido de un tratamiento posquirúrgico con cefazolina 1 g intravenosa cada 8 h durante las primeras 24 h. En caso de alergia a los betalactámicos se sustituyó la cefazolina por clindamicina 600 mg



**Figura 1** Diagrama de flujo de selección de la cohorte.

manteniendo la misma pauta. A las 6 h de finalizar la intervención quirúrgica los pacientes recibieron el tratamiento profiláctico de eventos tromboembólicos con bemiparina de bajo peso molecular a dosis profiláctica durante 30 días.

### Implantes

Se emplearon 2 diseños de componente acetabular abricados con una aleación de titanio (Ti6Al4V) pero con diferente recubrimiento, uno de ellos de titanio poroso recubierto de hidroxiapatita (Delta PF) y el otro de titanio trabecular (Delta TT). La cabeza femoral fue de cerámica en todos

los casos y el inserto empleado bien cerámico, bien de polietileno. Como componente femoral se empleó el vástago modular H-MAX M® y el vástago monobloque H-MAX S® (Limacorporate, San Daniele, Italia) fabricado en una aleación de titanio con gran resistencia a la corrosión (Ti6Al4V) y con un recubrimiento de 55 µm de hidroxiapatita. Los datos descriptivos sobre los implantes empleados están recogidos en la [tabla 1](#). Los cuellos intercambiables empleados en los implantes modulares son de una aleación de cromo-cobalto-molibdeno y poseen un cono 12/14, con una sección transversal de doble radio y 2 ranuras o canales laterales. Están disponibles en 2 longitudes: corto o largo. Además, presentan 2 opciones de angulación cuello-diáfisis, pudiendo

**Tabla 1** Características basales de los pacientes que finalizan el seguimiento

	ATC modular (n = 220)	ATC monobloque (n = 112)	Valor de p <sup>a, **</sup>
Edad (años), media ± DS	63,48 ± 10,81	68,47 ± 10,43 <sup>a</sup>	0,010*
Edad (años), mediana (rango)	64,89 (57) <sup>b</sup>	70 (52) <sup>b</sup>	
<b>Género, n (%)</b>			
Hombres	119 (54,1)	58 (51,8)	
Mujeres	101 (45,9)	54 (48,2)	0,389**
IMC (kg/m <sup>2</sup> ), media ± DS	28,88 ± 4,35	30,40 ± 4,45 <sup>a</sup>	0,003*
IMC (kg/m <sup>2</sup> ), mediana (rango)	28,62 (20,98) <sup>b</sup>	30,67 (25,10)	
<b>Clasificación de IMC, n (%)</b> :			
Normopeso (18,5-24,9)	40 (18,2)	16 (14,3)	
Sobrepeso (25-29,9)	100 (45,5)	30 (26,8)	
Obesidad I (30-34,9)	59 (26,8)	49 (43,8)	
Obesidad II (35-39,9)	20 (9,1)	15 (13,4)	
Obesidad III (> 40)	1 (0,5)	2 (1,8)	0,002**
<b>Diagnóstico, n (%)</b> :			
Coxartrosis primaria	201 (91,4)	102 (91,1)	
Necrosis avascular	13 (5,9)	7 (6,3)	
Epifisiólisis	2 (0,9)	0 (0)	
Displasia	1 (0,5)	0 (0)	
Perthes	2 (0,9)	2 (1,8)	
Coxartrosis postraumática	1 (0,5)	1 (0,9)	0,813** ,***
<b>Lateralidad, n (%)</b> :			
Lado derecho	123 (55,9)	70 (62,5)	
Lado izquierdo	97 (44,2)	42 (37,5)	0,151**
<b>Abordaje, n (%)</b> :			
Posterior	189 (85,9)	97 (86,6)	
Lateral modificado	31 (14,1)	15 (13,4)	0,862**
<b>Cotilo, n (%)</b> :			
Delta PF	148 (67,3)	72 (64,3)	
Delta T	72 (32,7)	40 (35,7)	0,335**
<b>Par fricción, n (%)</b> :			
Cerámica-polietileno	47(21,4)	42 (37,5)	
Cerámica-cerámica	173 (78,6)	70 (62,5)	0,002**
<b>Tamaño de la cabeza femoral, n (%)</b> :			
28 mm	40 (18,2)	13 (11,6)	
32 mm	61 (27,7)	33 (29,5)	
36 mm	110 (50)	66 (58,6)	
40 mm	9 (4,1)	0 (0)	0,051** ,*** +
<b>Longitud de la cabeza femoral, n (%)</b> :			
Corta	78 (35,5)	46 (41,1)	
Media	72 (32,7)	41 (36,6)	
Larga	70 (31,8)	23 (20,5)	
Extralarga	0 (0)	2 (1,8)	0,041** ,***

ATC: artroplastia total de cadera, DS: desviación estándar, IMC: índice de masa corporal.

<sup>a</sup> Distribución normal de la variable en el grupo.

<sup>b</sup> Distribución no normal de la variable en el grupo.

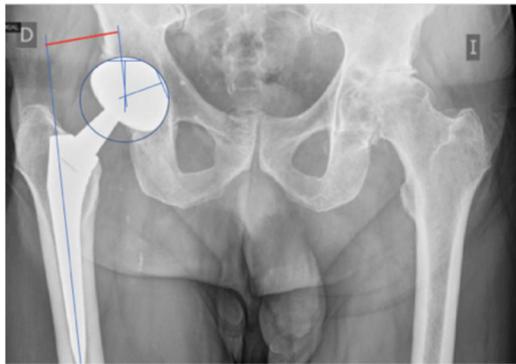
\* Valor de p < 0,05 es considerado estadísticamente significativo para variables cuantitativas comparando grupo modular y monobloque (U de Mann-Whitney).

\*\* Valor de p < 0,05 es considerado estadísticamente significativo para variables cualitativas comparando grupo modular y monobloque (test Chi-cuadrado).

\*\*\* Valor de p únicamente de aquellos subgrupos con un paciente o más.



**Figura 2** A. Cálculo radiográfico de offset femoral en la cadera sana. B. Determinación radiográfica del centro de rotación de la cabeza femoral.



**Figura 3** Cálculo radiográfico del offset femoral en la cadera intervenida.

ser estándar ( $134^\circ$ ) o lateralizado ( $131^\circ$ ). Estas 2 angulaciones presentan 3 versiones distintas, pudiendo ser anteverso ( $+10^\circ$ ), neutro ( $0^\circ$ ) o retroverso ( $-10^\circ$ ). El cuello adecuado se seleccionó en función de la planificación preoperatoria, la estabilidad intraoperatoria, la tensión de partes blandas y la longitud de la pierna.

### Análisis estadístico

Se realizó un análisis descriptivo de los valores de offset femoral en la cadera intervenida, cadera sana y la diferencia entre ambos valores y se compararon las correcciones radiográficas del offset en el postoperatorio inmediato en pacientes con ATC modular y con ATC monobloque en el postoperatorio inmediato. El test aplicado dependió de la normalidad de la distribución; es decir, si la distribución era normal se aplicó una «t» de Student y si la distribución no era normal se empleó el test de U de Mann-Whitney. Posteriormente clasificamos estas correcciones en 3 grupos creando una variable categórica en función de la magnitud de la diferencia de offset femoral<sup>13</sup>. En el caso del offset se establece un grupo con un valor menor a una hipocorrección de 5 mm (offset disminuido), otro grupo que se encuentra 5 mm inferior o superior al valor contralateral (offset restaurado) y un tercer grupo con un valor mayor a una hipercorrección de 5 mm (offset aumentado). Este límite se estableció siguiendo las recomendaciones encontradas en la literatura publicada hasta el momento actual<sup>13</sup>. Se realizaron comparaciones de homogeneidad mediante la prueba de Chi

cuadrado al 95% de confianza o la prueba exacta de Fisher según fuera conveniente.

### Resultados

En la [tabla 2](#) se recogen los datos de offset femoral de la cadera operada, de la cadera contralateral y la diferencia de offset entre ambas caderas de los pacientes que finalizan el seguimiento. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en ninguno de los 3 parámetros ( $p=0,097$ ,  $p=0,497$  y  $p=0,323$ , respectivamente) entre ambos grupos. Tampoco se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la frecuencia con la que se distribuyen los pacientes en función del offset femoral (offset hipocorregido, restaurado o hipercorregido) entre grupo modular y monobloque ( $p=0,648$ ). Cabe decir que en ambos diseños de vástago el grupo mayoritario fue aquel con offset restaurado ( $p=0,001$ ). Por su parte, en el grupo modular podemos observar cómo el offset ha resultado disminuido con mayor frecuencia que aumentado ( $p=0,001$ ), mientras que en el grupo monobloque no hay diferencias en la frecuencia con la que se obtiene un offset aumentado o un offset disminuido ( $p=0,108$ ).

### Discusión

Conseguir restaurar la biomecánica de la cadera continúa siendo un reto para el cirujano ortopeda. La modularidad busca un ajuste certero de la anatomía nativa de la cadera. Esta versatilidad de los implantes podría justificar el hecho del empleo de los cuellos modulares en pacientes más jóvenes. Además, la primera generación de cuellos intercambiables estaba fabricada en titanio y presentaron complicaciones por roturas de los mismos secundarias a una disminución de la resistencia a la fatiga y a las fuerzas de flexión<sup>14</sup>. Posteriormente se sustituyeron por una aleación de cromo y cobalto con menor tasa de roturas. Esto llevó a recomendar el empleo de la modularidad en pacientes con IMC bajos, lo que justificaría la diferencia hallada entre ambos grupos en nuestro estudio.

Sir J. Charnley basó su filosofía en el concepto de offset femoral<sup>1,2</sup>. En la práctica clínica habitual la medición se realiza en función de radiografías anteroposteriores rutinarias de pelvis que no han sido específicamente preparadas

**Tabla 2** Offset femoral en pacientes que han finalizado el seguimiento

	ATC modular (n = 220)	ATC monobloque (n = 112)	Valor de p <sup>a, **</sup>
Offset cadera operada (mm), media ± DS	37,31 ± 7,41	38,73 ± 7,21 <sup>a</sup>	0,097*
Offset cadera operada (mm), mediana (rango)	36,30 (39,30) <sup>b</sup>	39,45 (37,70)	
Offset cadera contralateral (mm), media +DS	38,31 ± 8,3 <sup>a</sup>	38,92 ± 6,56 <sup>a</sup>	0,497*
Offset cadera contralateral (mm), mediana (rango)	37,90(54,70)	39,20 (35,50)	
Diferencia de offset entre cadera operada y cadera contralateral (mm), media ± DS	-0,93 ± 6,6	-0,19 ± 6,01	0,323*
Diferencia de offset entre cadera operada y cadera contralateral (mm), mediana (rango)	0 (34,80) <sup>b</sup>	0 (32,10) <sup>b</sup>	
Clasificación de la diferencia de offset, n (%):			
Offset disminuido < -5	69 (31,4)	30 (26,8)	
Offset restaurado -5-(+5)	111 (50,5)	62 (55,4)	
Offset aumentado > 5	40 (18,2)	20 (17,9)	0,648**

ATC: artroplastia total de cadera; DS: desviación estándar.

<sup>a</sup> Distribución normal de la variable en el grupo.

<sup>b</sup> Distribución no normal de la variable en el grupo.

\* Valor de  $p < 0,05$  es considerado estadísticamente significativo para variables cuantitativas comparando grupo modular y monobloque («t» de Student para el offset de la cadera sana y U Mann Whitney para el offset femoral en la cadera operada y la diferencia de offset).

\*\* Valor de  $p < 0,05$  es considerado estadísticamente significativo para variables cualitativas comparando grupo modular y monobloque (test Chi-cuadrado).

para el análisis del offset femoral. Sabiendo que la medición está influenciada por el ángulo entre el cuello y la diáfisis, los grados de rotación de la cadera y la asimetría con el lado contralateral<sup>5,10,15</sup>, Pasquier et al.<sup>16</sup> afirman que estas radiografías de pelvis se asocian a una infraestimación del valor real del offset femoral. En nuestro estudio, para mejorar la reproducibilidad de la medición y disminuir la posibilidad de error con la radiografía anteroposterior de pelvis, hemos establecido con anterioridad unos criterios estrictos comunes para todas las pruebas de imagen (radiografía anteroposterior de pelvis centrada en la sínfisis púbica con ambas piernas a 15° de rotación interna conseguida al bloquear la pierna con una férula antiequino con cuña externa). Además, estas radiografías las hemos calibrado basándonos en la medida del vástago implantado conocida previamente. Esto permite aumentar la fiabilidad y comparabilidad de las mediciones realizadas. Por lo tanto, la radiografía anteroposterior de pelvis calibrada y combinada con las herramientas actualmente disponibles para el procesamiento de imagen es el método empleado con mayor frecuencia en la práctica clínica habitual, estando su reproducibilidad, validez y fiabilidad correctamente documentadas<sup>17</sup>.

En este estudio hemos empleado la técnica de medición del offset femoral propuesta por Steinberg y Harris<sup>1</sup>. Este es el método utilizado con mayor frecuencia en la literatura, de forma que nos facilitaba la comparación con los resultados publicados hasta la fecha. De acuerdo con Mahmood et al.<sup>18</sup> esta técnica presenta una buena fiabilidad interobservador y reproducibilidad intraobservador. Autores como Bonnin et al.<sup>19</sup> afirman que el inconveniente de esta medición es que se encuentra claramente influenciada por la rotación del fémur, por lo que la colocación del paciente resultó fundamental para evitar cualquier posible error de medición. En el caso de la cadera intervenida esta medición se estableció entre el centro de rotación y el eje longitudinal del vástago. Por lo tanto, debemos tener presente en el

momento de la sustitución articular que el offset femoral está influenciado por el diseño del implante, tamaño de la cabeza, longitud del cuello, tamaño del implante y posición del vástago dentro del canal femoral<sup>13,20</sup>.

Numerosos autores emplean la cadera contralateral para el cálculo del offset nativo en la planificación preoperatoria, así como en el análisis comparativo del resultado postoperatorio<sup>1,13,21–23</sup>. En nuestro estudio hemos seguido esta línea pues muchas radiografías preoperatorias carecían de la rigurosidad necesaria para realizar la medición de la misma cadera preoperatoriamente y compararla con su medición postoperatoria, es decir, la medición preoperatoria habría podido introducir un sesgo, motivo por el que se realizó la comparación con la determinación en la cadera contralateral. Los cirujanos debemos tener presente que esto podría considerarse un factor de confusión debido a la alta probabilidad de artrosis en el lado opuesto, por lo que, con la idea de minimizar este error, hemos incluido únicamente aquellos pacientes con un grado de artrosis contralateral Tönnis I o II. Además, autores como Liebs et al.<sup>24</sup> afirman que el offset femoral de ambas caderas no es siempre el mismo, habiéndose detectado en la literatura diferencias de hasta 4,6 mm, por lo que emplear la cadera contralateral podría incurrir en error.

El valor límite a partir del cual los cambios del offset femoral producen un efecto negativo para la función del paciente continúa siendo controvertido<sup>25</sup>. Si revisamos la literatura el rango empleado para considerar que el offset femoral ha sido restaurado se encuentra comprendido entre 5 mm inferior y 5 mm superior respecto al valor nativo. Se ha considerado que una restauración del offset femoral dentro de este rango permite reproducir las propiedades biomecánicas de la cadera postoperatorio<sup>1,13,21</sup>.

Como hemos comentado previamente en 1985 Cremascoli introdujo los cuellos modulares o intercambiables con la ventaja teórica de permitir una reconstrucción más precisa de la geometría y proveer al cirujano de un sistema

más versátil<sup>10</sup>. En nuestro análisis nosotros no encontramos diferencias estadísticamente significativas en el valor de offset postoperatorio obtenido entre el grupo modular y monobloque ( $p=0,097$ ). En el grupo modular el offset medio de la cadera operada fue de  $37,31 \pm 7,41$  mm. No hemos encontrado ningún estudio que emplee el modelo protésico implantado en nuestro trabajo. Sakai et al.<sup>26</sup> emplean el sistema modular ANCA Fit y obtienen un offset postoperatorio de  $31,2 \pm 5,4$  mm medido en la proyección Scout del TC, siendo un resultado significativamente menor a lo que nosotros hemos obtenido ( $p=0,001$ ).

En nuestro estudio no se han observado diferencias estadísticamente significativas en la diferencia de offset entre la cadera operada y la cadera contralateral entre ambos grupos ( $p=0,323$ ), es decir, no se han encontrado diferencias en la restitución de la anatomía al comparar ambos diseños de vástagos. Tampoco encontramos diferencias estadísticamente significativas en la frecuencia con la que se consigue la restauración del offset entre ATC monobloque y ATC con cuello modular ( $p=0,648$ ), siendo el grupo mayoritario aquel con offset restaurado en ambos modelos. En esta misma línea, si revisamos la literatura, Carothers et al.<sup>27</sup> realizan un estudio en laboratorio y en un 44% de los pacientes no observan diferencias en la restauración del centro de rotación de la cabeza en los intervenidos mediante vástago modular M/L Taper Kinectiv (Zimmer, Warsaw, IN, Estados Unidos) respecto al valor obtenido con su homólogo monobloque, y en aquellos en los que sí se apreciaba una diferencia esta se hallaba entre 1 y 2 mm. En contraposición a lo que nosotros hemos observado, otros autores sí encuentran diferencias estadísticamente significativas en la restauración anatómica. De acuerdo con Duwelius et al.<sup>28</sup> existe una menor diferencia entre el offset operado y el nativo en los pacientes intervenidos mediante ATC modular M/L Taper Kinectiv (Zimmer, Warsaw, IN, Estados Unidos) respecto a la ATC monobloque. Según Archibeck et al.<sup>29</sup> el uso de vástagos modulares M/L Taper Kinectiv (Zimmer, Warsaw, IN, Estados Unidos) consigue restaurar el offset femoral con más frecuencia que con los vástagos monobloque, aunque utilizaron como límite de restauración una diferencia de 1 mm, valor que podemos considerar irreal dentro de los objetivos postoperatorios y, por tanto, la diferencia hallada podría no resultar realmente relevante. Gerhardt et al.<sup>30</sup> arrojan la misma conclusión tras el empleo del vástago Profemur Z (Wright Medical Technology, Arlington, Tennessee, Estados Unidos) al observar una mayor restauración del offset en el grupo modular respecto al grupo monobloque ( $p=0,48$ ), presentando este último mayor frecuencia de offset aumentado. Aun así, el autor advierte de que se trata de una significación que se encuentra en el límite y que sería necesario aumentar el tamaño muestral. Estos 3 autores emplean la radiografía anteroposterior de pelvis para su análisis.

Los resultados obtenidos y la larga serie de la que se dispone han despertado nuestro interés en estudiar la posible existencia de otros aspectos relacionados con el empleo de los vástagos modulares. Unos de estos aspectos es la disimetría que podría resultar al ajustar el offset y la tensión de partes blandas en un intento por conseguir la estabilidad protésica, sin embargo esta cohorte no presenta diferencias en la disimetría postoperatoria entre ambos diseños. Por tanto, ha sido vital una técnica quirúrgica minuciosa que tome en consideración tanto la pieza ósea resecada como

la tensión de partes para obtener resultados comparables entre ambos diseños protésicos. Estos datos serán ampliados en un estudio posterior. Asimismo, estos resultados han sentado las bases para el inicio del análisis de los posibles riesgos derivados del empleo de la modularidad debido a la liberación de detritos metálicos.

Debemos tener presente que muchas de las características de los implantes son específicas del propio diseño y, por tanto, es obvio pensar que no todos los diseños y materiales son iguales, y debería hacerse una clara distinción entre ellos. Aun así, aunque los resultados no deban extrapolarse a todos los implantes, no existen estudios que analicen todos los implantes comercializados, y debemos considerar siempre lo publicado en la literatura médica de cara a la continua evaluación de nuestra práctica clínica.

Como limitaciones del estudio podemos mencionar el hecho de que nos hemos basado en la radiografía anteroposterior de pelvis, que se trata de una imagen en 2 dimensiones, en lugar de otras técnicas de mayor precisión como la TC al tratarse. Además, la posición del paciente en el momento de realizar la radiografía es un parámetro muy dependiente del técnico del servicio de radiología. Finalmente, en nuestro estudio nos hemos basado en la medición de la cadera contralateral como medida del offset nativo y la disimetría, lo que podría actuar de factor de confusión.

## Conclusiones

A efectos radiográficos no hemos observado diferencias en nuestro objetivo de reconstrucción de la geometría y biomecánica de la cadera entre los vástagos modulares y los vástagos monobloque, a través del ajuste del offset femoral. En nuestro estudio no existe una superioridad de un diseño respecto a otro en este aspecto. De hecho, los vástagos monobloque, con sus opciones de ángulo cervicodiafisario y de tamaño del vástago, han resultado un diseño exitoso hasta la fecha. Por su parte, la modularidad busca evitar cualquier falta de precisión gracias a sus piezas intercambiables, permitiendo ajustar intraoperatoriamente parámetros anatómicos. Esta versatilidad podría resultar de gran interés y ayuda para el cirujano. Por tanto, la información aportada en este trabajo despierta la necesidad de un análisis más profundo de las ventajas teóricas del empleo de la modularidad en la cirugía primaria de cadera, así como los posibles riesgos derivados del mismo.

## Nivel de evidencia

Nivel de evidencia II.

## Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

## Bibliografía

1. Bourne RB, Rorabeck CH. Soft tissue balancing: The hip. *J Arthroplasty*. 2002;17:17–22, <http://dx.doi.org/10.1054/arth.2002.33263>.
2. McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, An KN, Cabanela ME. Effect of femoral offset on range of motion and abductor

- muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1995;77:865–9, <http://dx.doi.org/10.1302/0301-620X.77B6.7593096>.
3. Dolhain P, Tsigaras H, Bourne RB, Rorabeck CH, MacDonald S, McCalden R. The effectiveness of dual offset stems in restoring offset during total hip replacement. *Acta Orthop Belg.* 2002;68:490.
  4. Sakalkale DP, Sharkey PF, Eng K, Hozack WJ, Rothman RH. Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;388:125–34, <http://dx.doi.org/10.1097/00003086-200107000-00019>.
  5. Flecher X, Ollivier M, Argenson JN. Lower limb length and offset in total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2015;102:S9–20, <http://dx.doi.org/10.1016/j.otsr.2015.11.001>.
  6. Devane PA, Horne JG. Assessment of polyethylene wear in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1999;369:59–72, <http://dx.doi.org/10.1097/00003086-199912000-00007>.
  7. Ramaniraka NA, Rakotomanana LR, Rubin PJ, Leyvraz P. Non-cemented total hip arthroplasty: Influence of extramedullary parameters on initial implant stability and on bone-implant interface stresses. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2000;86:590.
  8. Johnston R, Brand R, Crowninshield R. Reconstruction of the hip. A mathematical approach to determine optimum geometric relationships. *Bone Joint Surg Am.* 1979;61:639–52, <http://dx.doi.org/10.2106/00004623-197961050-00001>.
  9. Weber BG. Total hip replacement with rotation-endoprosthesis [trunnion-bearing prosthesis]. *Clin Orthop Relat Res.* 1970;72:79–84.
  10. Krishnan H, Krishnan SP, Blunn G, Skinner JA, Hart AJ. Modular neck femoral stems. *Br Bone Joint J.* 2013;95–B:1011–21, <http://dx.doi.org/10.1302/0301-620X.95B8.31525>.
  11. Urish KL, Giori NJ, Lemons JE, Mihalko WM, Hallab N. Trunnion corrosion in total hip Arthroplasty—Basic concepts. *Orthop Clin North Am.* 2019;50:281–8, <http://dx.doi.org/10.1016/j.ocl.2019.02.001>.
  12. Kwon Y. Evaluation of the painful dual taper modular neck stem total hip arthroplasty: Do they all require revision? *J Arthroplasty.* 2016;31:1385–9, <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2016.01.074>.
  13. Cassidy KA, Noticewala MS, Macaulay W, Lee JH, Geller JA. Effect of femoral offset on pain and function after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2012;27:1863–9, <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2012.05.001>.
  14. Ghanem E, Ward DM, Robbins CE, Nandi S, Bono JV, Talmo CT. Corrosion and adverse local tissue reaction in one type of modular neck stem. *J Arthroplasty.* 2015;30:1787–93, <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2015.04.039>.
  15. Lecerf G, Fessy MH, Philippot R, Massin P, Giraud F, Flecher X, et al. Femoral offset: Anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2009;95:210–9, <http://dx.doi.org/10.1016/j.otsr.2009.03.010>.
  16. Pasquier G, Ducharme G, Sari Ali E, Giraud F, Mouttet A, Durante E. Total hip arthroplasty offset measurement: Is C T scan the most accurate option? *Orthop Traumatol Surg Res.* 2010;96:367–75, <http://dx.doi.org/10.1016/j.otsr.2010.02.006>.
  17. Patel S, Toms AP, Rehman JM, Wimbust J. A reliability study of measurement tools available on standard picture archiving and communication system workstations for the evaluation of hip radiographs following arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2011;93:1712–9, [http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9355\(11\)70992-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9355(11)70992-4).
  18. Mahmood S, Al-Amiry B, Mukka S, Baea SS, Sayed-Noor A. Validity, reliability and reproducibility of plain radiographic measurements after total hip arthroplasty. *Skeletal Radiol.* 2015;44:345–51, <http://dx.doi.org/10.1007/s00256-014-2055-7>.
  19. Bonnin MP, Archbold PHA, Basigliani L, Fessy MH, Beverland DE. Do we medialise the hip centre of rotation in total hip arthroplasty? influence of acetabular offset and surgical technique. *Hip Int.* 2012;22:371–8, <http://dx.doi.org/10.5301/HIP.2012.9350>.
  20. Berstock JR, Hughes AM, Lindh AM, Smith EJ. A radiographic comparison of femoral offset after cemented and cementless total hip arthroplasty. *Hip Int.* 2014;24:582–6, <http://dx.doi.org/10.5301/hipint.5000160>.
  21. Mahmood SS, Mukka SS, Crnalic S, Wretenberg P, Sayed-Noor AS. Association between changes in global femoral offset after total hip arthroplasty and function, quality of life, and abductor muscle strength. *Acta Orthop.* 2016;87:36–41, <http://dx.doi.org/10.3109/17453674.2015.1091955>.
  22. Ranco-Ferrando N, Malik A, González-Della Valle A, Salvati EA. La planificación preoperatoria del reemplazo protésico en las fracturas de cadera del anciano. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2009;54:136–45, <http://dx.doi.org/10.1016/j.recot.2009.08.007>.
  23. Gallart X, Daccach JJ, Fernández-Valencia JA, García S, Bori G, Rios J, Riba J. Estudio de la concordancia de un sistema de planificación preoperatoria digital en artroplastia total de cadera. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2012;56:471–7, <http://dx.doi.org/10.1016/j.recot.2012.08.003>.
  24. Liebs TR, Nasser L, Herzberg W, Rütger W, Hassenpflug J. The influence of femoral offset on health-related quality of life after total hip replacement. *Br Bone Joint J.* 2014;96–B:36–42, <http://dx.doi.org/10.1302/0301-620X.96B1.31530>.
  25. Al-Amiry B, Mahmood S, Krupic F, Sayed-Noor A. Leg lengthening and femoral-offset reduction after total hip arthroplasty: Where is the problem – stem or cup positioning? *Acta Radiol.* 2017;58:1125–31, <http://dx.doi.org/10.1177/0284185116684676>.
  26. Sakai T, Sugano N, Ohzono K, Nishii T, Haraguchi K, Yoshikawa H. Femoral anteversion, femoral offset, and abductor lever arm after total hip arthroplasty using a modular femoral neck system. *J Orthop Sci.* 2002;7:62–7, <http://dx.doi.org/10.1007/s776-002-8418-7>.
  27. Carothers JT, Archibeck MJ, Tripuraneni KR. Modular versus non-modular femoral necks for primary total hip arthroplasty. *Am J Orthop (Belle Mead NJ).* 2015;44:411.
  28. Duwelius P, Burkhart B, Carnahan C, Branam G, Madsen Ko L, Wu Y, et al. Modular versus nonmodular neck femoral implants in primary total hip arthroplasty: Which is better? *Clin Orthop Relat Res.* 2014;472:1240–5, <http://dx.doi.org/10.1007/s11999-013-3361-4>.
  29. Archibeck M, Cummins T, Carothers J, Junick D, White RE. A comparison of two implant systems in restoration of hip geometry in arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469:443–6, <http://dx.doi.org/10.1007/s11999-010-1678-9>.
  30. Gerhardt DMJM, Bisseling P, de Visser E, Van Susante JLC. Modular necks in primary hip arthroplasty without anatomical deformity: No clear benefit on restoration of hip geometry and dislocation rate. An exploratory study. *J Arthroplasty.* 2014;29:1553–8, <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2014.02.009>.