



ORIGINAL

# Comparación de la corrección de la discrepancia de longitud de miembros tras el empleo de un vástago con cuello modular y su homólogo monobloque en la artroplastía total de cadera primaria

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

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

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

<sup>c</sup> Unidad de salud pública, higiene y salud ambiental, Departamento de medicina preventiva y salud pública, ciencia de los alimentos, toxicología y medicina legal, Facultad de Farmacia, Universidad de Valencia, Valencia, España

<sup>d</sup> CIBER de Epidemiología y Salud Pública (CIBERESP)

Recibido el 19 de septiembre de 2021; aceptado el 18 de enero de 2022

Disponible en Internet el 27 de abril de 2022

## PALABRAS CLAVE

Coxartrosis;  
Artroplastía;  
Modularidad;  
Disimetría

## Resumen

**Introducción y objetivos:** Los vástagos con doble modularidad buscan restaurar de forma más precisa la anatomía al permitir ajustes intraoperatorios gracias a los cuellos modulares. Nuestro objetivo es comparar la corrección radiográfica de la longitud con el vástago H MAX-M® frente a su homólogo monobloque H MAX-S®.

**Material y métodos:** Se realizó un estudio de cohortes prospectivo mediante muestreo consecutivo sobre pacientes intervenidos de artroplastía total de cadera primaria con el diagnóstico de coxartrosis entre el año 2011 y 2015. Un brazo de la cohorte incluyó a los pacientes intervenidos con vástago modular y el otro con vástago monobloque. Se midió la longitud en la radiografía anteroposterior de pelvis en carga a los seis meses. 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 de la disimetría entre ambos grupos determinada como la diferencia de longitud entre la cadera operada y la cadera contralateral ( $p=0,106$ ). Tampoco se observaron diferencias en los valores postoperatorios de longitud ( $p=0,053$ ). Cabe decir que tanto para el vástago modular como para el vástago monobloque el grupo mayoritario es aquel con longitud restaurada (84,1 y 80,4%, respectivamente;  $p=0,001$ ).

\* Autor para correspondencia.

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

**Conclusión:** A pesar de la ventaja teórica de la modularidad y que disponer de piezas intercambiables podría ser de gran interés, en nuestro estudio no hemos podido demostrar que exista una superioridad de los diseños modulares frente al monoblock para control de la disimetría postoperatoria.

© 2022 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/>).

## KEYWORDS

Hip arthrosis;  
Arthroplasty;  
Modularity;  
Leg length  
discrepancy

## Comparison of leg length discrepancy correction after the use of a modular neck stem and its monoblock homologue in total primary hip arthroplasty

### Abstract

**Introduction and objective:** Dual modularity stems seek to more precisely restore anatomy by allowing intraoperative adjustments thanks to modular necks. Our aim is to compare the radiographic length correction with the H MAX-M® Stem versus its monoblock counterpart H MAX-S®.

**Material and methods:** A prospective cohort study was carried out through consecutive sampling on patients who underwent primary total hip arthroplasty with coxarthrosis diagnosis between 2011 and 2015. One arm of the cohort included patients who were operated with a modular stem and the other with a monobloc stem. Length was measured on the anteroposterior pelvic-bearing radiograph at six months. 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 correction of asymmetry between both groups, determined as the difference in length between the operated hip and the contralateral hip ( $P = .106$ ). Nor were differences observed in postoperative length values ( $P = .053$ ). It should be noted that for both the modular stem and the monobloc stem, the majority group is the one with restored length (84.1% and 80.4%, respectively;  $P = .001$ ).

**Conclusion:** Despite the theoretical advantage of modularity and that having interchangeable parts could be of great interest, in our study, we have not been able to demonstrate a superiority of modular designs compared to monoblock for control of postoperative leg length discrepancy.

© 2022 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 (ATC) es uno de los procedimientos quirúrgicos con más éxito en la cirugía ortopédica. La ortopedia ha seguido un camino basado en continuas modificaciones y mejoras de diseños y materiales que buscan mejorar los resultados clínico-funcionales y conseguir la máxima longevidad del implante, a través de la reproducción de la anatomía y la biomecánica nativa de la cadera.

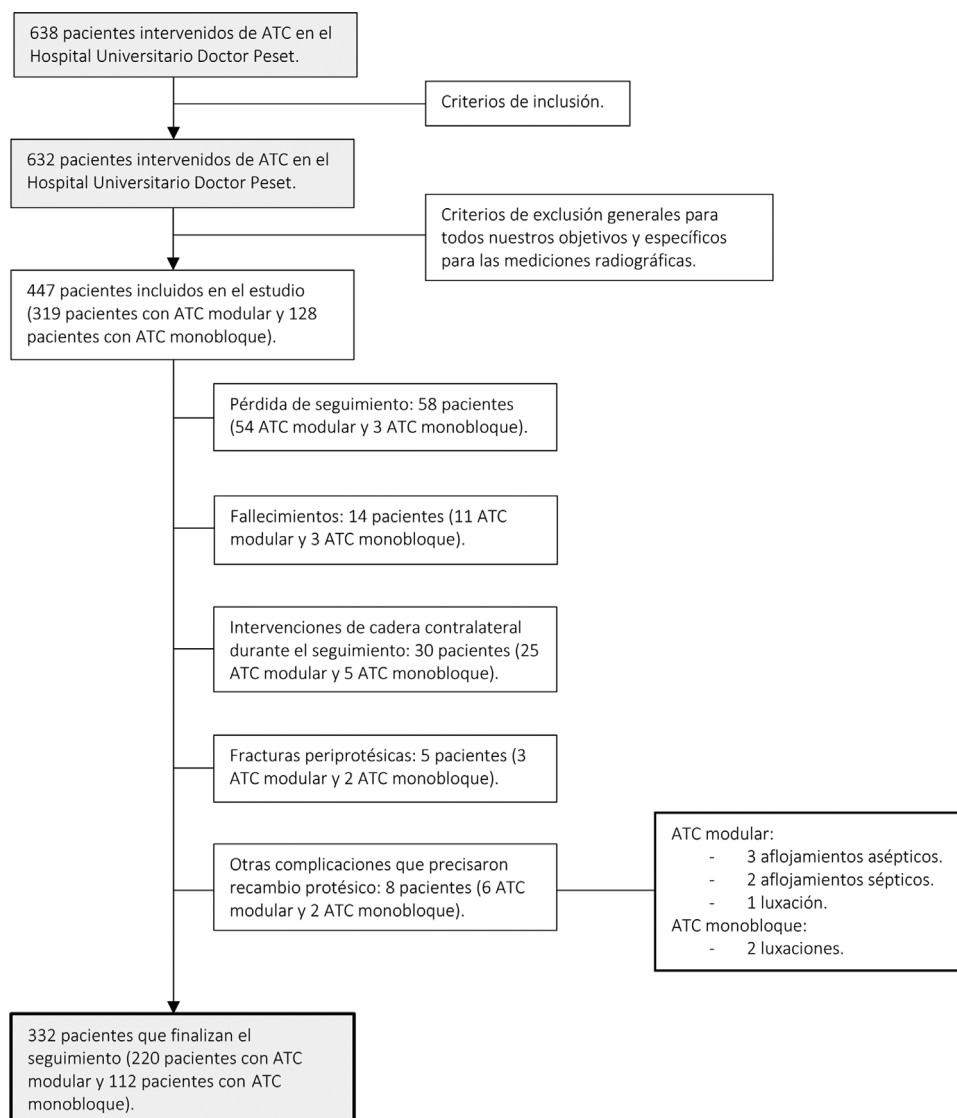
Conseguir una longitud de miembros simétrica tras una ATC continúa siendo un reto quirúrgico para la ortopedia actual. La disimetría postoperatoria presenta una incidencia que varía entre el 1% y el 27% tras una ATC<sup>1</sup>. De hecho, la disimetría es una complicación severa, pues diferencias mayores de 10 mm inducen alteraciones funcionales secundarias a dolor lumbar<sup>2</sup>, secuelas neurológicas<sup>3</sup>, alteraciones de la marcha<sup>4</sup>, disminución del rango de movimiento e inestabilidad del implante<sup>5</sup>. A nivel intraoperatorio, se trata de un parámetro de difícil determinación.

En 1985, Cremascoli diseñó el primer vástago con doble encaje, cabeza-cuello y cuello-vástago, introduciendo así el concepto de bimodularidad. La doble modularidad posee la ventaja teórica de permitir cambios intraoperatorios de angulación, anteversión y longitud del cuello<sup>6</sup> con la intención de conseguir una reproducción lo más fiel posible de

la anatomía nativa. Este sistema se fundamenta en la idea de proveer a los cirujanos de un sistema más versátil<sup>6</sup> que les permita la reproducción de los parámetros originales de la cadera para, finalmente, conseguir la mayor longevidad del implante. 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<sup>7-9</sup>.

Aun así, en cualquier análisis debemos tener presente que no todos los diseños y materiales son iguales<sup>10</sup>, por lo que los resultados no son generalizables, debiendo hacer una clara distinción entre ellos.

Nuestro hospital posee una amplia experiencia en el uso de prótesis modulares, implantando la primera prótesis modular en la década de los noventa. En el año 2008 se cambió el modelo a un encaje de doble radio que, según estudios *in vitro*, permitía un mayor control de los fenómenos corrosivos<sup>11</sup>. Se ha implantado, hasta la fecha de finalización de este trabajo, el modelo protésico analizado en este estudio como práctica habitual en nuestro servicio, por lo que nos hemos planteado valorar los beneficios vinculados a su utilización. Nos planteamos como objetivo comparar la corrección radiográfica postoperatoria de la longitud de miembros con el empleo del vástago modular H MAX-M® (Limacorporate, San Daniele, Italia) frente



**Figura 1** Diagrama de flujo de selección de la cohorte y el seguimiento de la misma.

a su homólogo monobloque H MAX-S® (Limacorporate, San Daniele, Italia).

## Material y métodos

Se trata de un estudio de cohortes prospectivo que incluye pacientes a los que se les interviene con un determinado modelo de vástago disponible en diseño modular y monobloque. Los pacientes fueron seguidos durante 5 años; el estudio se inició en 2011 y finalizó 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 como la diferencia de longitud entre ambas caderas variaba con media 2,70 y una desviación estándar común de 5,8 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 89 pacientes en el grupo modular (grupo de observación) y de 44 en el grupo monobloque (grupo de referencia o grupo

estable). La diferencia mínima a detectar fue de 3 mm, considerando que son clínicamente relevantes las diferencias superiores a 10 mm<sup>12</sup>.

Se realizó un muestreo consecutivo de pacientes adultos intervenidos de ATC con el diagnóstico de coxartrosis (primaria o bien secundaria a necrosis avascular, enfermedad de Perthes, displasia de cadera y epifisiólisis) llevadas a cabo en nuestro centro desde enero de 2011 hasta diciembre 2015. Esta cohorte posee dos brazos; un brazo incluyó a los pacientes intervenidos mediante vástago no cementado con cuello modular y el otro incluyó a los pacientes intervenidos mediante vástago no cementado monobloque. Los criterios de exclusión fueron cualquier otro diagnóstico de patología coxofemoral, portadores de artroplastia en la cadera contralateral previa a la inclusión en el estudio e imposibilidad para la realización de la radiografía anteroposterior de pelvis en carga. En la [figura 1](#) se representa el diagrama de flujo de la sección de pacientes para el estudio. Finalizan el estudio un total de 332 pacientes (220 pacientes con ATC modular y 112 pacientes con ATC monobloque).

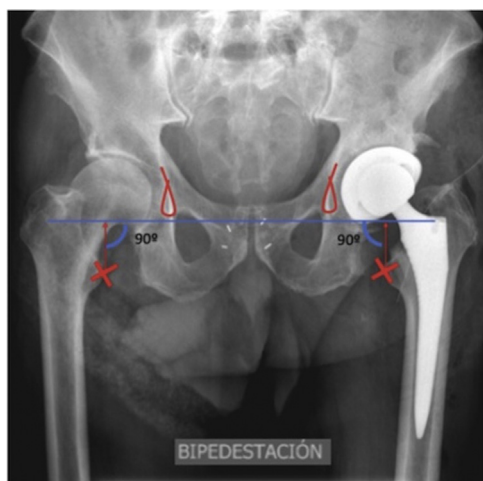


Figura 2 Cálculo de la disimetría.

Nuestro centro posee una amplia trayectoria en el empleo de los vástagos primarios modulares. Disponemos simultáneamente tanto del vástago modular como del 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 maniobras intraoperatorias destinadas a comprobar la estabilidad del implante, la tensión de partes blandas y la longitud de miembros, así como de las preferencias del cirujano.

Las características basales de los pacientes 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 (IMC) ( $p=0,003$ ).

### Aspectos éticos, confidencialidad y autorizaciones

Los investigadores se adhieren a las declaraciones de Oviedo y de 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 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®). La longitud del miembro y la disimetría se valoraron de forma radiográfica a partir de la radiografía anteroposterior de la pelvis en bipedestación con las rodillas y los pies apuntando al frente a los 6 meses. Hemos seguido el método trocánterico que define la disimetría como la diferencia de la distancia entre un punto de referencia femoral (el punto más medial del trocánter menor) y un punto de referencia pélvico (la línea que une ambas lágrimas o U radiográfica de la pelvis) en ambos lados ([fig. 2](#)). Las radiografías han sido calibradas en base a la medida del vástago implantado conocida previamente.

### Técnica quirúrgica

La intervención quirúrgica fue realizada por el mismo equipo de cirujanos compuesto por cuatro 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 horas durante las primeras 24 horas. En caso de alergia a los betalactámicos se sustituyó la cefazolina por clindamicina 600 mg, manteniendo la misma pauta. A las 6 horas de finalizar la intervención quirúrgica los pacientes recibieron el tratamiento profiláctico de eventos tromboembólicos con bemiparina de bajo peso molecular a dosis profiláctica, que se mantuvo durante 30 días.

### Implantes

Se emplearon dos diseños de componente acetabular fabricados 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 fue o bien cerámico o bien de polietileno. Como componente femoral se emplearon 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  $\mu\text{m}$  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 dos ranuras o canales laterales. Están disponibles en dos longitudes: corto o largo. Además, presentan dos opciones de angulación cuello-diáfisis, pudiendo ser estándar ( $134^\circ$ ) o lateralizado ( $131^\circ$ ). Estas dos angulaciones presentan tres 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 longitud de la cadera intervenida, la cadera sana y la diferencia entre ambos valores. Se compararon las correcciones radiográficas de la disimetría a los seis meses en pacientes con vástago modular y con vástago monobloque. 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 tres grupos creando una variable categórica en base a la magnitud de la diferencia de longitud de miembros. Se estableció un grupo con un valor menor a una hipocorrección de 10 mm (longitud disminuida), otro grupo que se encuentra 10 mm inferior o superior al valor contralateral (longitud restaurada) y un tercer grupo con un valor mayor a una hiper-

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

|                                           | ATC modular (n = 220)      | ATC monobloque (n = 112)       | p <sup>*,**</sup>    |
|-------------------------------------------|----------------------------|--------------------------------|----------------------|
| Edad (años), media $\pm$ DE               | 63,48 $\pm$ 10,81          | 68,47 $\pm$ 10,43 <sup>a</sup> | 0,010*               |
| Edad (años), mediana (rango)              | 64,89 (57) <sup>b</sup>    | 70 (52) <sup>b</sup>           |                      |
| Género, n (%)                             |                            |                                |                      |
| Hombres                                   | 119 (54,1)                 | 58 (51,8)                      |                      |
| Mujeres                                   | 101 (45,9)                 | 54 (48,2)                      | 0,389**              |
| IMC (kg/m <sup>2</sup> ), media $\pm$ DE  | 28,88 $\pm$ 4,35           | 30,40 $\pm$ 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)                  |                      |
| Clasificación de IMC, n (%)               |                            |                                |                      |
| 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**              |
| Diagnóstico, n (%)                        |                            |                                |                      |
| Coxartrosis primaria                      | 202 (91,8)                 | 103 (91,9)                     |                      |
| 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)                        | 0,813 <sup>***</sup> |
| Lateralidad, n (%)                        |                            |                                |                      |
| Lado derecho                              | 123 (55,9)                 | 70 (62,5)                      |                      |
| Lado izquierdo                            | 97 (44,2)                  | 42 (37,5)                      | 0,151**              |
| Abordaje, n (%)                           |                            |                                |                      |
| Posterior                                 | 189 (85,9)                 | 97 (86,6)                      |                      |
| Lateral modificado                        | 31 (14,1)                  | 15 (13,4)                      | 0,862**              |
| Cotilo, n (%)                             |                            |                                |                      |
| Delta PF                                  | 148 (67,3)                 | 72 (64,3)                      |                      |
| Delta T                                   | 72 (32,7)                  | 40 (35,7)                      | 0,335**              |
| Par fricción, n (%)                       |                            |                                |                      |
| Cerámica-polietileno                      | 47(21,4)                   | 42 (37,5)                      |                      |
| Cerámica-cerámica                         | 173 (78,6)                 | 70 (62,5)                      | 0,002**              |
| Tamaño de la cabeza femoral, n (%)        |                            |                                |                      |
| 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 <sup>***</sup> |
| Longitud de la cabeza femoral, n (%)      |                            |                                |                      |
| 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 <sup>***</sup> |

ATC: artroplastia total de cadera; DE: desviación estándar; IMC: índice de masa corporal.

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

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

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

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

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

corrección de 10 mm (longitud aumentada). Este límite se estableció siguiendo las recomendaciones encontradas en la literatura publicada hasta el momento actual<sup>1</sup>. Se realizaron comparaciones de homogeneidad mediante la prueba de chi cuadrado al 95% de confianza o prueba exacta de Fisher, según fuera conveniente.

## Resultados

En la [tabla 2](#) se recogen los valores de longitud del miembro intervenido, longitud contralateral y diferencia de longitud entre ambos miembros. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en ninguno de los tres

**Tabla 2** Longitud de miembros en pacientes intervenidos con vástago modular y monobloque que finalizan el seguimiento

|                                                                                             | ATC modular<br>(n = 220)      | ATC monobloque (n = 112)      | p <sup>*,**</sup> |
|---------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|-------------------|
| Longitud cadera operada (mm),<br>media $\pm$ DE                                             | 44,44 $\pm$ 7,53 <sup>a</sup> | 46,16 $\pm$ 7,78              | 0,053*            |
| Longitud cadera operada (mm), mediana (rango)                                               | 43,90 (44,10)                 | 47 (39,50) <sup>b</sup>       |                   |
| Longitud cadera contralateral (mm), media $\pm$ DE                                          | 42,14 $\pm$ 7,41 <sup>a</sup> | 42,58 $\pm$ 7,13 <sup>a</sup> | 0,602*            |
| Longitud cadera contralateral (mm), mediana (rango)                                         | 42 (42,90)                    | 42,90 (35,80)                 |                   |
| Diferencia de longitud entre cadera operada y cadera<br>contralateral (mm), media $\pm$ DE  | 2,34 $\pm$ 6,47               | 3,57 $\pm$ 6,71               | 0,106*            |
| Diferencia de longitud entre cadera operada y cadera<br>contralateral (mm), mediana (rango) | 3,15 (33,50) <sup>b</sup>     | 3,65 (36,30) <sup>b</sup>     |                   |
| Clasificación de la diferencia de longitud, n (%)                                           |                               |                               |                   |
| Longitud disminuida: < -5                                                                   | 6 (2,7)                       | 4 (3,6)                       |                   |
| Longitud restaurada: -5 a +5                                                                | 185 (84,1)                    | 90 (80,4)                     |                   |
| Longitud aumentada: > 5                                                                     | 29 (13,2)                     | 18 (16,1)                     | 0,691**           |

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

p representa la comparación entre grupo modular y monobloque.

\* p < 0,05 es considerado estadísticamente significativo para variables cuantitativas (t de Student para la longitud de la cadera sana y U Mann Whitney para la longitud en la cadera operada y la diferencia de longitud).

\*\* p < 0,05 es considerado estadísticamente significativo para variables cualitativas (test chi-cuadrado).

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

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

parámetros ( $p=0,053$ ,  $p=0,602$  y  $p=0,106$ , respectivamente) entre ambos grupos. La diferencia de longitud en el grupo modular fue de  $2,34 \pm 6,47$  y en el grupo monobloque, de  $3,57 \pm 6,71$ . Se presenta también la frecuencia en la distribución de los pacientes en función del ajuste de la longitud del miembro (longitud hipocorregida, restaurada o hipercorregida), y tampoco se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre el grupo modular y el grupo monobloque ( $p=0,691$ ). Cabe decir que tanto para el vástago modular como para el vástago monobloque, el grupo mayoritario es aquel con la longitud restaurada, siendo este resultado estadísticamente significativo (84,1 y 80,4%, respectivamente,  $p=0,001$ , para ambos grupos). Por su parte, en el grupo modular y monobloque podemos observar que la longitud ha resultado aumentada con mayor frecuencia que disminuida, siendo esto estadísticamente significativo ( $p=0,005$  y  $p=0,001$ , respectivamente, para el grupo modular y el monobloque).

## Discusión

Ingenieros y cirujanos han aunado esfuerzos para solventar uno de los grandes retos de la ortopedia: restaurar la biomecánica y la anatomía de la cadera nativa. La modularidad busca una reproducción fiel de estos parámetros. El hecho de emplear la modularidad en gente más joven se fundamenta en la importancia que adquiere mejorar la longevidad de la prótesis mediante un ajuste más certero de la anatomía en una población que reclama cada vez más una cirugía de reemplazo articular a menor edad, tal y como mencionan Berstock et al.<sup>13</sup>. Además, el menor IMC en el grupo modular se basa en estudios biomecánicos publicados, en los que un mayor peso corporal supone un mayor

momento de fuerza sobre la cadera y, por tanto, una mayor cantidad de micromovimientos a nivel del encaje. Estos micromovimientos se traducen en una mayor corrosión<sup>8</sup>.

Para valorar radiográficamente la disimetría es necesario un método que esté disponible rápidamente, preciso y asequible, que minimice la radiación y con poco error de magnificación. La literatura médica tradicionalmente ha recomendado el teleortorroentgenograma como método que cumple las características previamente mencionadas, por lo que ha sido considerado el patrón oro<sup>12</sup>. Sin embargo, en la práctica clínica se han empleado determinados puntos de referencia en la radiografía anteroposterior de pelvis para evaluar adecuadamente la disimetría de miembros<sup>14</sup>, en lugar de recurrir a imágenes de los miembros inferiores completos. Según autores como Reina-Bueno et al.<sup>15</sup>, la radiografía de pelvis en carga provee datos similares a la radiografía de miembros con una correlación positiva de sus mediciones y con menor radiación, aunque son conscientes de que el teleortorroentgenograma es el único método validado. Meermans et al.<sup>16</sup> afirman igualmente que la radiografía anteroposterior de pelvis en carga resulta un método tan fiable y reproducible como el teleortorroentgenograma. Aun así, los cirujanos debemos tener en cuenta que este método no considera disimetrías por alteraciones distales a la cadera. En nuestro caso hemos empleado la radiografía anteroposterior de pelvis en bipedestación digitalizada, pues cumple con los requisitos mínimos previamente comentados, a la vez que nos permite evaluar si el material ortopédico implantado es el causante de la alteración de la longitud del miembro.

Respecto al método de medición empleado, hay autores que emplean las tuberosidades isquiáticas como referencia pélvica y el centro de la cabeza como referencia femoral. Meermans et al.<sup>16</sup> afirman que la lágrima pélvica es mejor

que la línea que pasa por las tuberosidades isquiáticas, ya que se trata de una marca más consistente y menos influenciada por la posición de la pelvis, mientras que el centro de la cabeza femoral es un punto de referencia más fiable que el trocánter menor, ya que, en ocasiones, este último no está bien definido y se asocia, por tanto, a una mayor variabilidad intraobservador. Aun así, para facilitar la medición y evitar un posible sesgo nos hemos basado en el trocánter menor como punto de referencia femoral, al tratarse de una distancia mayor a la lágrima que la existente entre lágrima y centro de rotación de la cabeza femoral. Esto nos ha permitido aumentar la fiabilidad de nuestros resultados. A esta situación añadimos que todas las mediciones fueron realizadas por la misma cirujana, eliminando la variabilidad interobservador y minimizando el sesgo de estimación.

Respecto al valor límite empleado para considerar una restauración de la longitud, no existe consenso en la literatura<sup>12</sup>. Sin embargo, numerosas publicaciones establecen un rango comprendido entre 10 mm por debajo o por encima de la longitud nativa para evitar alterar parámetros funcionales postoperatorios<sup>14,16,17</sup>.

Según la literatura médica, se ha publicado una disimetría con una media que varía entre 3 y 17 mm<sup>17-22</sup>. Es de resaltar que los diferentes estudios hablan de sus datos globales tras la implantación de una prótesis total de cadera, sin especificar el diseño o bien incluyendo diferentes modelos monobloque. En nuestro estudio, como hemos comentado previamente, nos basamos en un único modelo protésico implantado por un mismo equipo quirúrgico, lo que es uno de los puntos fuertes de nuestro análisis.

En el análisis de los resultados obtenidos en nuestro estudio con distinción del modelo protésico utilizado, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la disimetría o diferencia de longitud postoperatoria ( $p=0,106$ ) entre el grupo con ATC modular y ATC monobloque. Al revisar la literatura médica son pocos los artículos que comparan la restauración de la longitud conseguida con un modelo de vástago de doble encaje frente a un vástago monobloque. En consonancia con nuestros resultados, Carothers et al.<sup>23</sup> informan que con el implante modular M/L Taper Kinectiv (Zimmer, Warsaw, IN, Estados Unidos) consiguen restaurar el centro de rotación de la cabeza con la misma frecuencia que con los implantes monobloque, y en el análisis de Gerhardt et al.<sup>24</sup>, tras emplear el vástago Profemur Z (Wright Medical Technology, Arlington, Tennessee, Estados Unidos), no observan diferencias estadísticamente significativas en la restauración de la longitud (diferencia menor a 5 mm respecto al valor nativo). Por el contrario, Duwelius et al.<sup>25</sup> consiguen una mayor proporción de pacientes con longitud del miembro restaurada (diferencia menor a 5 mm respecto al valor nativo) en el grupo modular con vástago M/L Taper Kinectiv (Zimmer, Warsaw, IN, Estados Unidos). Lo mismo se observa en el estudio de Archibeck et al.<sup>26</sup> con el empleo del vástago M/L Taper Kinectiv (Zimmer, Warsaw, IN, Estados Unidos), donde se restaura la longitud de miembros (diferencia menor a 1 mm respecto al valor nativo), con mayor frecuencia en el grupo modular. No hemos encontrado ningún artículo publicado que analice el implante empleado en nuestro servicio.

Al profundizar en nuestros resultados, observamos que de los 332 pacientes que finalizaron el seguimiento se obtuvo

una disimetría comprendida entre  $-10$  mm y  $10$  mm en el 84,1% de los pacientes en el grupo modular y en el 80,4% de los pacientes en el grupo monobloque. Esta distribución no presenta diferencias estadísticamente significativas. En ambos casos, el grupo predominante fue aquel con una longitud restaurada, de forma que, a nivel global, podemos decir que el objetivo de restaurar la biomecánica se consiguió en la mayoría de los pacientes. Lecoanet et al.<sup>1</sup> consiguen restaurar la longitud en el 78,6% de los pacientes, mientras que Unnanuntana et al.<sup>22</sup> logran restaurar la longitud en el 93% de los casos. Sin embargo, no siempre conseguimos una restauración completa de la longitud: en los pacientes en los que la pierna intervenida fue alargada supuso el 13,2% en el grupo modular y el 16,1% en el grupo monobloque. A nivel global la longitud resultó aumentada en el 14,2% de los pacientes. Esto podría responder a un intento del cirujano por conseguir la estabilidad protésica a través de un aumento de la tensión de partes blandas, sacrificando, por tanto, la longitud del miembro. En la literatura se ha reportado un aumento de la longitud en el 16 al 32% de los pacientes<sup>18</sup>, dato ligeramente superior al obtenido en nuestro estudio. Es decir, en caso de encontrarse con una disimetría postoperatoria, esta suele consistir en un alargamiento de la pierna intervenida<sup>27</sup>. Según el estudio publicado por Lecoanet et al.<sup>1</sup>, se observa un aumento de la longitud en el 14,2% de los pacientes, cifra igual a la obtenida en nuestro análisis. En el estudio publicado por Meermans et al.<sup>16</sup> se obtiene un aumento de la longitud en el 17,3%, y en el estudio publicado por Keršič et al.<sup>21</sup> se advierte un valor ligeramente inferior a lo publicado, con un aumento de la longitud en el 10% de los pacientes.

Como hemos podido observar, la literatura médica demuestra que alcanzar la igualdad en la longitud de miembros puede resultar técnicamente complejo y difícil de conseguir. Además, se trata de una complicación no modificable en el posoperatorio inmediato. Sin embargo, dadas las potenciales complicaciones descritas por la comunidad científica y la posible fuente de insatisfacción para el paciente en caso de presencia de disimetría, existe un amplio consenso en la comunidad ortopédica que apoya la importancia de restaurar la longitud del miembro intervenido de la forma más ajustada posible. A pesar de que consideramos que disponer de piezas intercambiables podría resultar de gran interés intraoperatoriamente, especialmente en aquellos en los que no se consiga la estabilidad por otros medios<sup>28</sup>, la evidencia científica obtenida en este trabajo en relación con la disimetría no nos permite determinar la superioridad de un diseño respecto a otro. Además, no se han observado peores resultados para los vástagos monobloque, hecho lógico dado que han sido un diseño exitoso hasta la fecha en la cirugía primaria de cadera<sup>24</sup>.

Es esencial remarcar la vital importancia que tiene la realización de una planificación quirúrgica minuciosa combinada con una explicación detenida del proceso al paciente para crear unas expectativas reales sobre el resultado que se puede conseguir tras una ATC. Igualmente, debemos informar a los pacientes que en ocasiones se percibe una discrepancia funcional secundaria a una oblicuidad pélvica posquirúrgica que mejora en un plazo de tres a seis meses<sup>29</sup>.

Como limitaciones del estudio podemos mencionar el hecho de que hemos empleado la radiografía

anteroposterior de pelvis en bipedestación, mientras que el patrón oro es el teleortorrontgenograma, que incluye miembros inferiores completos, tomando en consideración otros puntos de posible disimetría, como la diáfisis femoral, la rodilla, la tibia o el tobillo. Sin embargo, el teleortorrontgenograma no nos permite valorar la disimetría que depende exclusivamente del implante de cadera. Además, la posición del paciente en el momento de realizar la radiografía es un parámetro dependiente del técnico del servicio de radiología. Finalmente, hemos empleado como puntos óseos de referencia la lágrima pélvica y el trocánter menor. Sin embargo, la posición del trocánter menor puede variar en función de la rotación de la pierna, por lo que algunos autores recomiendan tomar como referencia el centro de la cabeza femoral. Además, debemos ser conscientes de la posibilidad de un sesgo de selección al existir, por un lado, la posibilidad de cambiar de diseño de vástago intraoperatoriamente y, por otro, la longitud de la pierna pudo haber sido controlada gracias a la longitud de la cabeza y no al diseño del vástago.

## Conclusiones

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. En nuestro estudio, a efectos radiográficos, no hemos observado diferencias en la restauración de la longitud de miembros entre los vástagos modulares y los vástagos monobloque, a través del ajuste de la longitud de miembros. Nuestro trabajo no muestra una superioridad de un diseño respecto a otro en este aspecto. De hecho, los vástagos monobloque, con sus opciones de tamaño del vástago, han resultado un diseño exitoso hasta la fecha. 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.

## Financiación

Los autores declaran que no han recibido financiación para la realización de la presente investigación, la preparación del artículo, ni su publicación.

## Bibliografía

1. Lecoanet P, Vargas M, Pallaro J, Thelen T, Ribes C, Fabre T. Leg length discrepancy after total hip arthroplasty: Can leg length be satisfactorily controlled via anterior approach without a traction table? Evaluation in 56 patients with EOS 3D. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2018;104:1143–8, <http://dx.doi.org/10.1016/j.otsr.2018.06.020>.
2. Clark CR, Huddleston HD, Schoch EP 3rd, Thomas BJ. Leg-length discrepancy after total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg.* 2006;14:38–45, <http://dx.doi.org/10.5435/00124635-200601000-00007>.
3. Hofmann AA, Skrzynski MC. Leg-length inequality and nerve palsy in total hip arthroplasty: A lawyer awaits. *Orthopedics.* 2000;23:943–4, <http://dx.doi.org/10.3928/0147-7447-20000901-20>.
4. Chen G, Nie Y, Xie J, Cao G, Huang Q, Pei F. Gait analysis of leg length discrepancy-differentiated hip replacement patients with developmental dysplasia: A midterm follow-up. *J Arthroplasty.* 2018;33:1437–41, <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2017.12.013>.
5. Austin MS, Hozack WJ, Sharkey PF, Rothman RH. Stability and leg length equality in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2003;18:88–90, <http://dx.doi.org/10.1054/jarth.2003.50073>.
6. Krishnan H, Krishnan SP, Blunn G, Skinner JA, Hart AJ. Modular neck femoral stems. *Bone Joint J.* 2013;95-B:1011–21, <http://dx.doi.org/10.1302/0301-620X.95B8.31525>.
7. Vierra BM, Blumenthal SR, Amanatullah DF. Modularity in total hip arthroplasty: Benefits, risks, mechanisms, diagnosis, and management. *Orthopedics.* 2017;40:355–66, <http://dx.doi.org/10.3928/01477447-20170606-01>.
8. 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>.
9. So Somers JFA, Dedrye L, Goeminne S. Metal ion levels in ceramic-on-ceramic THR with cobalt-chrome modular necks: Analysis of cobalt and chromium serum levels in 23 healthy hip patients. *Hip Int.* 2017;27:21–5, <http://dx.doi.org/10.5301/hipint.5000430>.
10. 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>.
11. Buente D, Bryant M, Ward M, Neville A, Morlock M, Huber G. The taper corrosion pattern observed for one bi-modular stem design is related to geometry-determined taper mechanics. *Med Eng Phys.* 2017;46:79–88, <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.06.003>.
12. Tipton SC, Sutherland JK, Schwarzkopf R. The assessment of limb length discrepancy before total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2015;31:888–92, <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2015.10.026>.
13. 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>.
14. Kjellberg M, al-Amiry B, Englund E, Sjöden GO, Sayed-Noor AS. Measurement of leg length discrepancy after total hip arthroplasty. The reliability of a plain radiographic method compared to CT-scanogram. *Skeletal Radiol.* 2012;41:187–91, <http://dx.doi.org/10.1007/s00256-011-1166-7>.
15. Reina-Bueno M, Lafuente-Sotillos G, Castillo-Lopez JM, Gomez-Aguilar E, Munuera-Martinez PV. Radiographic assessment of lower-limb discrepancy. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2017;107:393–8, <http://dx.doi.org/10.7547/15-204>.
16. Meermans G, Malik A, Witt J, Haddad F. Preoperative radiographic assessment of limb-length discrepancy in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469:1677–82, <http://dx.doi.org/10.1007/s11999-010-1588-x>.
17. Bolink SAAN, Lenguerrand E, Brunton LR, Hinds N, Wyld V, Heyligers IC, et al. The association of leg length and offset reconstruction after total hip arthroplasty with clini-

- cal outcomes. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2019;68:89–95, <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.05.015>.
18. 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>.
19. Desai AS, Connors L, Board TN. Functional and radiological evaluation of a simple intra operative technique to avoid limb length discrepancy in total hip arthroplasty. *HIP Int*. 2011;21:192–8, <http://dx.doi.org/10.5301/hip.2011.6514>.
20. Asayama I, Chamnongkitch S, Simpson KJ, Kinsey TL, Mahoney OM. Reconstructed hip joint position and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2005;20:414–20, <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2004.01.016>.
21. Keršič M, Dolinar D, Antolič V, Mavčič B. The impact of leg length discrepancy on clinical outcome of total hip arthroplasty: Comparison of four measurement methods. *J Arthroplasty*. 2014;29:137–41, <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2013.04.004>.
22. Unnanuntana A, Wagner D, Goodman SB. The accuracy of preoperative templating in cementless total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2009;24:180–6, <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2007.10.032>.
23. Carothers JT, Archibeck MJ, Tripuraneni KR. Modular versus non-modular femoral necks for primary total hip arthroplasty. *Am J Orthop* (Belle Mead NJ). 2015;44:411–4. PMID: 26372750.
24. 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>.
25. Duwelius P, Burkhart B, Carnahan C, Branam G, Matsen 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>.
26. Archibeck M, Cummins T, Carothers J, Junick DW, White RE Jr. 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>.
27. Wylde V, Whitehouse SL, Taylor AH, Pattison GT, Bannister GC, Blom AW. Prevalence and functional impact of patient-perceived leg length discrepancy after hip replacement. *Int Orthop*. 2009;33:905–9, <http://dx.doi.org/10.1007/s00264-008-0563-6>.
28. Sotereanos NG, Sauber TJ, Tupis TT. Modular femoral neck fracture after primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2013;28:196.e7–9, <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2012.03.050>.
29. Ng V, Kean J, Glassman A. Limb-length discrepancy after hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2013;95:1426–36, <http://dx.doi.org/10.2106/JBJS.L.00433>.