



**Universidad**  
Zaragoza

## Trabajo Fin de Grado

Reconstrucción de defectos acetabulares tras  
fracaso de prótesis de cadera con suplementos de  
metal trabecular

Reconstruction of acetabular defects after failure of  
hip prosthesis with supplements of trabecular  
material

Autora

Vera Pérez Climent

Director

Juan José Panisello Sebastián

Facultad de Medicina  
2019/2020

## Tabla de contenido

Resumen	2
Abstract	4
Introducción	5
Tipos de prótesis de cadera	5
Según los componentes que se implantan	5
Prótesis total	5
Prótesis parcial	5
Prótesis de recubrimiento o “resurfacing”	6
Según la forma de anclaje	6
Prótesis cementadas	6
Prótesis no cementadas	6
Prótesis híbridas	6
Causas de fracasos	7
Clasificación de los defectos óseos acetabulares	10
La clasificación de defectos acetabulares propuesta por Paprosky	11
Opciones de reconstrucción	13
Hipótesis de trabajo	16
Materiales y métodos	17
Resultados	24
Discusión	34
Conclusiones	39
Bibliografía	40
Anexos	44
Anexo 1 – Harris Hip Score	44
Anexo 2 – Autorización CEICA	46

## Resumen

**Introducción.** La artroplastia total de cadera representa hoy en día una intervención muy frecuente en Cirugía Ortopédica. Como también lo es la revisión acetabular por fracaso protésico primario con grandes defectos óseos que reparar. Existe una gran variedad de opciones para la reconstrucción de los defectos acetabulares con diversos resultados según el grado de defecto. La posibilidad de usar múltiples componentes, combinaciones, materiales y técnicas quirúrgicas dificulta la elección del que confiere mayor estabilidad para cada caso.

**Objetivo.** El propósito de este estudio es evaluar la estabilidad de los componentes acetabulares de metal trabecular, y sus aumentos, utilizados en la artroplastia de revisión de cadera con defecto óseo extenso, tipo II y III de Paprosky.

**Materiales y métodos.** Revisamos retrospectivamente los registros de 31 pacientes sometidos a artroplastia de revisión de cadera con pérdida ósea acetabular grave en el Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica del Hospital Miguel Servet desde el año 2009 hasta el 2019. Todos los pacientes tenían un déficit óseo acetabular del tipo II o III de Paprosky. En todos ellos se realizó la misma técnica quirúrgica con un abordaje posterolateral y el mismo tipo de rehabilitación. Se analizaron las variables radiológicas en las radiografías postquirúrgica y de seguimiento, considerando los criterios de estabilidad radiológica incompleta. La evolución clínica se evaluó utilizando la escala Harris Hip Score. Se realizó un análisis estadístico de las variables, definiéndose la significación estadística con un valor  $p < 0,05$  y un intervalo de confianza del 95%.

**Resultados.** La media de seguimiento fue de 42,2 meses. El promedio de la puntuación Harris Hip Score fue de 80,7 puntos. Se obtuvo una supervivencia del 100% de los implantes, sin necesidad de recambio o segunda revisión. Se encontraron 10 casos de estabilidad radiológica incompleta, de los cuales solo un de ellos se asoció al fracaso clínico. La mayoría de los pacientes presentaban grandes defectos acetabulares del tipo IIIA de Paprosky.

**Conclusiones.** Los implantes de metal trabecular, como el tantalio altamente poroso muestran resultados prometedores en la artroplastia de revisión con pérdida ósea acetabular severa.

**Palabras clave.** Metal trabecular, tantalio poroso, revisión, artroplastia, cadera, acetábulo.

## Abstract

**Introduction.** Total hip arthroplasty is nowadays a very common procedure in orthopaedics. Also the acetabular revision for primary prosthetic failure with large bone defects to repair. There is a wide variety of options for the reconstruction of acetabular defects with different results depending on the defects degree. The possibility of using multiple components, combinations, materials and surgical techniques makes it difficult to choose one that confers greater stability for each case.

**Objective.** The purpose of this study is to evaluate the stability of acetabular components of trabecular metal, and their augments, used in Paprosky's type II and III revision hip arthroplasty with extensive bone defect.

**Materials and methods.** We retrospectively reviewed the records of 31 patients undergoing revision hip arthroplasty with severe acetabular bone loss in the Traumatology and Orthopedic Surgery Service of the Miguel Servet Hospital from 2009 to 2019. All patients had Paprosky's type II or III acetabular bone deficiency. The same surgical technique was performed in all of the patients with a posterolateral approach and they followed the same type of rehabilitation. Radiological variables in post-surgical and follow-up radiographs were analysed, considering the criteria of incomplete radiological stability. Clinical evolution was evaluated using the Harris Hip Score. A statistical analysis of the variables was performed, defining statistical significance with  $p < 0.05$  value and 95% confidence interval.

**Results.** The mean follow-up was 42.2 months. The average Harris Hip Score was 80.7 points. Implant survival was 100%, with no need for replacement or second revision. Ten cases of incomplete radiological stability were found, of which only one was associated with clinical failure. Most of the patients had large Paprosky type IIIA acetabular defects.

**Conclusions.** Trabecular metal implants such as highly porous tantalum show promising results in revision arthroplasty with severe acetabular bone loss.

**Keywords.** Trabecular metal, porous tantalum, revision, arthroplasty, hip, acetabulum.

## Introducción

Con el aumento de la esperanza de vida de la población se ha asistido a un incremento en la prevalencia de patología degenerativa de la cadera, las fracturas de cadera han aumentado en frecuencia, (1) y se ha observado una creciente incidencia de necrosis avasculares como consecuencia de tratamientos quimioterápicos y retrovirales, patologías que causan un daño articular severo en sus fases finales y requerirán un reemplazo protésico. La artroplastia de cadera es el reemplazo quirúrgico total o parcial de la articulación de la cadera mediante implantes artificiales llamados prótesis. Su eficacia depende de la calidad de la reconstrucción estructural y mecánica de la cadera artificial, así como de la integridad y del equilibrio de la musculatura periarticular. (2)

### Tipos de prótesis de cadera

Según los componentes que se implantan podemos clasificar a las prótesis en total, parcial y de recubrimiento.

Prótesis total de cadera, se realiza la sustitución tanto de la parte femoral de la articulación (cabeza del fémur), como de la parte acetabular unida a la pelvis, está indicada en pacientes con artrosis de cadera.

Prótesis parcial de cadera, solo se sustituye la cabeza del fémur, dejándose la cavidad acetabular íntegra. Se utiliza en casos de fracturas en ancianos con poca demanda funcional, en las que el acetábulo no está afectado, pero el cuello femoral presenta una fractura con marcado desplazamiento de los fragmentos, que comprometen seriamente la viabilidad de la cabeza femoral. Dentro de éstas, encontramos las unipolares, en las que el vástago femoral con cabeza fija se articula con el acetábulo nativo; y las bipolares donde una cabeza femoral de menor tamaño articula con una de mayor tamaño mediante una interfase de polietileno, permitiendo el movimiento entre ellas, y la de mayor diámetro articula directamente con el acetábulo nativo. La cirugía requerida es menos agresiva que la de las prótesis totales, aunque los resultados a largo plazo en cuanto a dolor, evolución radiológica y función son peores, ya que, en pacientes activos, a partir del segundo año puede producirse el fenómeno de

“cotiloiditis erosiva”, llegando a crear defectos en la cavidad acetabular debidos al roce entre la prótesis y el hueso.

Prótesis de recubrimiento o “resurfacing”, en estas últimas se ahorra hueso, ya que solo se reemplaza la superficie articular de la cabeza del fémur y del acetábulo, preservándose una buena parte de la cabeza femoral y, de forma íntegra, el cuello femoral. Pero los fenómenos de ALVAL y pseudotumores asociados a la masiva liberación de iones metálicos que se han observado en varios de estos modelos han limitado seriamente su indicación y actualmente son de uso minoritario.

Según la forma de anclaje las prótesis de cadera se clasifican en: prótesis cementadas, prótesis no cementadas y prótesis híbridas.

Prótesis cementadas, en las que se utiliza cemento óseo para la fijación de los implantes. Con este sistema, el cemento se fija al hueso mediante su intrusión en las trabéculas del hueso esponjoso a modo de “ensamblado”; y fija los componentes metálicos mediante un contacto exacto de las superficies, que condiciona un bloqueo mecánico de los implantes. Para visualizar el manto de cemento en la radiología seriada, el cemento óseo incluye Bario a la base de PoliMetilMetacrilato.

Prótesis no cementadas, en las que el metal entra en contacto directo con el fémur, se utilizará un acabado en la superficie metálica del vástago que presente una porosidad adecuada que permita el crecimiento del hueso sobre y en la superficie biológica/porosa del implante favoreciendo la integración del metal al hueso, a este proceso se le llama osteointegración. Actualmente son las más utilizadas, excepto en pacientes ancianos con pobre stock óseo y baja demanda física. (3)

Prótesis híbridas, donde uno de los componentes se ancla usando cemento y el otro directamente al hueso, usualmente, el componente femoral se une mediante cemento y el acetabular se ancla directamente al hueso.

## Causas de fracasos

Ilustración 1. Complicaciones de la cirugía

<i>Intraoperatorias</i>	<i>Postoperatorias</i>
Fracturas	Enfermedad tromboembólica
Lesiones nerviosas	Infección
Lesiones vasculares	Luxación
Hipotensión debida a cementación	Osteolisis y desgaste
	Aflojamiento aséptico
	Fractura periprotésica
	Fractura/fallo prótesis
	Dismetría
	Osificación heterotópica

(3)

A pesar de tratarse de una cirugía altamente estandarizada y que se realiza con frecuencia (en 2015, en España se implantaron 35.000 prótesis totales de cadera según el Ministerio de Sanidad y Consumo), este procedimiento no está exento de complicaciones. Entre las complicaciones intraoperatorias, cabe destacar las siguientes:

1. Fracturas, la mayoría en el fémur y pueden requerir osteosíntesis con tornillos o placas. Su incidencia se encuentra en torno al 1% en prótesis cementadas y hasta 6% en las no cementadas.

2. Lesiones nerviosas. La más frecuente es la lesión del nervio ciático, sobre todo la rama peronea más que la tibial. También pueden afectarse los nervios femoral, obturador y glúteo superior. La causa es desconocida en un 50% de los casos, en el resto, puede ser debida a compresión, traumatismo directo, alargamiento excesivo de la extremidad, isquemia, lesión térmica por el cemento o luxación. Precisarán conducta expectante todas ellas, excepto la compresión por hematoma, el alargamiento o la laceración nerviosa que serán subsidiarias de revisión quirúrgica. El pronóstico es variable y depende del grado de la lesión.

3. Lesiones vasculares, afectándose los vasos iliacos y femorales y las arterias profunda, obturadora y glútea superior. Su incidencia es muy baja pero grave. (4)

4. Hipotensión secundaria al uso de cemento femoral (polimetilmetacrilato). La principal causa es la embolización de grasa y detritus medulares óseos, además de la liberación de prostaglandinas y anafilotoxinas. Con las actuales técnicas de cementado



de tercera generación y un adecuado control anestésico, actualmente son responsables de una mortalidad intraoperatoria del 0.12%.

Entre las complicaciones postoperatorias nos centramos en:

1- Enfermedad tromboembólica, la de mayor riesgo de mortalidad perioperatoria. La prevención es esencial, las medidas profilácticas se basan en la anticoagulación (la más usada es la heparina de bajo peso molecular) y sistemas de compresión neumática, así como en la movilización precoz de los pacientes.

2- Infección. Puede cursar de forma aguda o crónica. En los casos de corta evolución (aguda) el objetivo es “salvar la prótesis” mediante técnica DAIR (Desbridamiento + Antibióticos + Retención de Implantes). En casos de evolución crónica, el tratamiento se basa primero en la retirada de la prótesis y estabilización de la articulación, tratamiento antibiótico endovenoso y posteriormente la implantación de una nueva prótesis. Su incidencia en cirugía primaria se encuentra en torno al 1%, siendo más elevada en pacientes de riesgo.

3- Luxación. La mayoría son precoces, es decir, en las primeras semanas postoperatorias, y asociadas a movimientos peligrosos de los pacientes. Habitualmente se trata de luxaciones posteriores, típicamente producidas por maniobras de flexión, aducción y rotación interna de la pierna, mientras que las luxaciones anteriores son menos frecuentes y se producen en extensión, aducción y rotación externa. Otros factores de riesgo de luxación son errores en el diseño o elección del implante, la inadecuada orientación y alineamiento de los componentes, así como el estado de los tejidos blandos y los abductores del paciente. También se ha observado una incidencia más elevada de luxaciones en el sexo femenino, la edad avanzada y la cirugía previa (5).

4- Osteólisis y desgaste, proceso en el que el hueso se reabsorbe como respuesta biológica a los detritus generados por el desgaste produciéndose quistes/granulomas en la interfase hueso-implante que van comprometiendo la fijación de la prótesis. Es la complicación a largo plazo más frecuente después de la ATC y la causa más frecuente de fallo o fracaso del implante. Suele ser asintomática, hasta que evoluciona a un aflojamiento aséptico.

5- Aflojamiento aséptico o pérdida de fijación, es el principal problema a largo plazo tras de la artroplastia de cadera. Como causas encontramos: desgaste de los

componentes protésicos, pobre estabilidad inicial del implante, baja calidad del diseño, factores intrínsecos de paciente y fallos de la fijación. Puede ser asintomática en sus fases iniciales; cuando es sintomática, lo más frecuente es el dolor que empeora con la carga de la extremidad. Hay que hacer diagnóstico diferencial con la infección protésica, por lo que se deben realizar cultivos del líquido articular y tejidos blandos peri implante.

6- Fracturas periprotésicas. Es una complicación hasta ahora poco frecuente, pero se ha observado una incidencia creciente en paciente portadores de prótesis de larga evolución que alcanzan edades avanzadas y sufren caídas. El lugar de fractura más frecuente es sobre el componente femoral, en zonas de lesiones osteolíticas o en áreas donde existe más estrés.

7- Fractura o fallo de prótesis, es consecuencia de la carga reiterada sobre materiales poco resistentes a la fatiga, además del sobrepeso, la actividad física elevada y la pobre fijación o estabilidad de la prótesis. Con los nuevos materiales ha disminuido la incidencia de esta complicación.

8- Disimetría de extremidades, que en ocasiones puede ser funcional debida a la debilidad muscular en el postoperatorio inmediato, resolviéndose mediante la rehabilitación.

9- Osificación heterotópica, el tejido blando se osifica, típicamente alrededor del cuello femoral y el trocánter mayor. Los factores de riesgo para padecerla son: sexo masculino, osteoartritis hipertrófica bilateral, antecedente de osificación heterotópica en la cadera (6), artrosis postraumática con osteofitosis, espondilitis anquilosante, hiperostosis esquelética idiopática difusa, enfermedad de Paget y el abordaje lateral de la cadera. La rigidez es el síntoma más frecuente. Como profilaxis se pueden usar los antiinflamatorios no esteroideos, durante una o dos semanas tras la intervención, o bien la radiación externa a dosis única en las primeras 24 a 72h.

También pueden producirse complicaciones derivadas de cualquier cirugía mayor, las relacionadas con la anestesia, con las patologías médicas preexistentes, pérdida de sangre, reacción transfusional, etc.

## Clasificación de los defectos óseos acetabulares

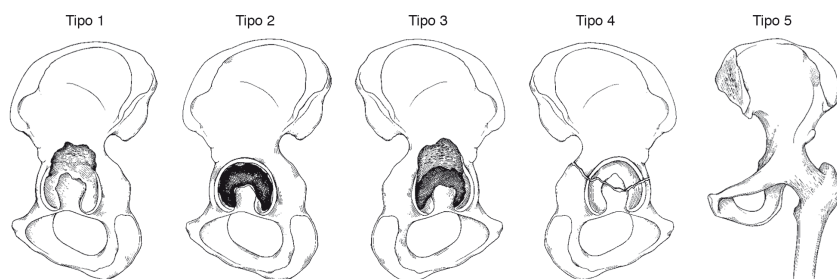
Como ya hemos dicho, la mayoría de los fracasos ocurren por aflojamiento aséptico. Uno de los propósitos de los sistemas de clasificación es la determinación de las deficiencias óseas acetabulares con el objetivo de definir el equipamiento y la técnica de reconstrucción correcta. Estas clasificaciones se realizan mediante los hallazgos radiográficos preoperatorios a partir de radiología simple o TAC que permiten hacer una aproximación realista de los defectos esperables durante la cirugía.

Encontramos diversas clasificaciones de defectos acetabulares como las de Engh y Glassman, Paprosky et al. y Gross et al., aunque ninguna ha recibido la aceptación universal. La American Academy of Orthopedic Surgeons (AAOS) recomienda la clasificación descriptiva de D'Antonio (*Tabla 1*). La AAOS la modificó para que abarcara un mayor rango de defectos óseos. No cuantifica la extensión del déficit óseo ni la ubicación de éste, pero se puede describir razonablemente (*Ilustración 2*).

**Tabla 1.** Sistema de clasificación de defectos acetabulares de la AAOS.

Sistema de clasificación de defectos acetabulares de la American Academy of Orthopedic Surgeons	
<b>Tipo 1</b>	Defectos segmentarios (no contenidos) A. Periférico B. Medial (ausencia de pared medial)
<b>Tipo 2</b>	Defectos cavitarios (contenido) A. Periférico B. Medial (ausencia de pared medial)
<b>Tipo 3</b>	Defectos combinados
<b>Tipo 4</b>	Discontinuidad pelviana
<b>Tipo 5</b>	Artrodesis

**Ilustración 2.** Representación de la clasificación de defectos acetabulares propuesta por la AAOS.



La clasificación de defectos acetabulares propuesta por Paprosky identifica qué estructuras de soporte acetabulares son deficientes para predecir la capacidad del stock óseo residual para proporcionar estabilidad a un componente acetabular esférico, y los materiales que se necesitarán en la cirugía. A diferencia de otras que se basan en la pérdida ósea volumétrica generalizada, esta clasificación aporta la ventaja de las recomendaciones de reconstrucción que establece a partir del defecto existente (*Tabla 2*).

Utiliza las imágenes radiográficas preoperatorias para clasificar los defectos según la cantidad de migración de componente acetabular y el estado de las estructuras de soporte acetabulares, incluidas las columnas anterior y posterior, la parte superior y la pared medial. (*Ilustración 3*) Se basa principalmente en "la presencia o ausencia de un borde acetabular intacto y su capacidad para proporcionar un soporte rígido para un componente acetabular implantado" (7).

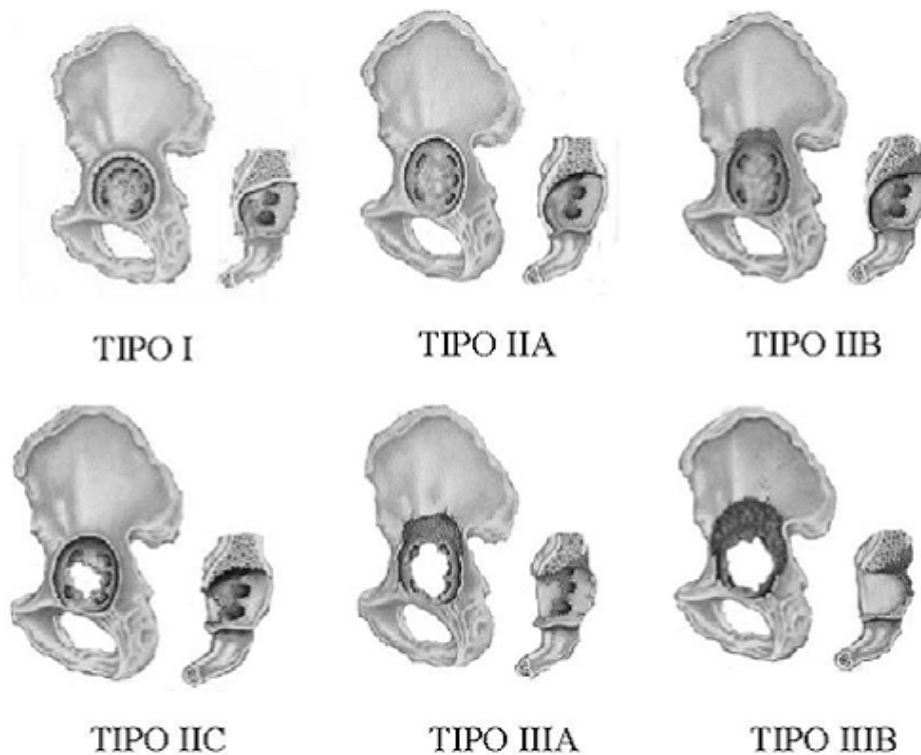
A partir de los defectos identificados y de la migración del centro de giro de la cadera, propone recomendaciones de reconstrucción mediante el uso de aloinjerto óseo y diferentes componentes protésicos (8).

**Tabla 2.** Clasificación de defectos acetabulares de Paprosky y opciones de reconstrucción.

Defecto	Reconstrucción
<p><b>Tipo I: Pequeñas zonas de pérdida ósea</b>            Borde acetabular intacto, sin distorsión ± pequeñas zonas contenidas de pérdida ósea</p>	<p>Componente acetabular no cementado con o sin injerto esponjosos</p>
<p><b>Tipo IIA: Defecto Cavitario (up &amp; in)</b>            Borde acetabular distorsionado o con defectos pequeños en el borde que no impiden la fijación del componente acetabular            Desplazamiento superior &lt;3cm por encima de la línea obturatriz</p>	<p><b>Cotilo hemisférico Cementado</b> ± aloinjerto  <b>Cotilo hemisférico Poroso</b> ± aloinjerto</p>
<p><b>Tipo IIB: Defecto Segmentario (&lt;30%) (up &amp; out)</b>            Desplazamiento superior &lt;3cm por encima de la línea obturatriz, pero lateral a la línea de Koehler</p>	<p><b>Poroso atornillado</b>            Malla de reborde + cementado            Aloinjerto + poroso            TM + aumento</p>

<p><b>Tipo IIC: Protrusión (in)</b> Desplazamiento medial a la línea de Koehler</p>	<p><b>Injerto medial o TM</b> Cotilo hemisferico cementado o poroso + aloinjerto en fondo de cotilo</p>
<p><b>Tipo IIIA (up &amp; out):</b> Persiste 50-60% de cotilo. Defecto de 1/3 a 1/2 de reborde Cobertura deficiente superior o superolateral; queda hueso adecuado para la osteointegración (&gt; 50% de contacto con el hueso del huésped), pero el componente acetabular no tiene un soporte adecuado en la región superolateral</p>	<p><b>TM+ aumentos.</b> <b>Caja antiprotrusión + aloinjerto</b> Cotilo pequeño alto Oblongos. Jumbo Malla de reborde + aloinjerto</p>
<p><b>Tipo IIIB (up &amp; in):</b> menos 50% de cotilo. Defecto de 50% de reborde Queda &lt;40% del hueso del huésped; desplazamiento considerable superior y medial del componente acetabular; riesgo elevado de discontinuidad pélvica oculta</p>	<p><b>TM + aumentos ± bloques + injerto</b> <b>Cup &amp; Cage</b> <b>Caja antiprotrusión + aloinjerto</b></p>

*Ilustración 3. Representación de la clasificación de defectos acetabulares propuesta por Paprosky.*



(7)

## Opciones de reconstrucción

Existen diversos métodos para la reconstrucción de los defectos óseos acetabulares y su indicación está determinada por el grado de pérdida ósea.

Cuando el defecto acetabular es extenso, lograr una estabilidad y fijación duradera del componente acetabular es complicado. Entre las opciones de reconstrucción, se pueden usar injerto óseo compactado asociado a mallas metálicas, injerto estructural, componentes acetabulares hemisféricos, componentes oblongos, aumentos de metal poroso asociados a componentes hemisféricos, anillos y cajas de reconstrucción, o combinaciones de implantes tipo cup-cage.

En rasgos generales existen dos opciones para los componentes acetabulares, los cementados y los no cementados.

La utilización de un **componente acetabular cementado** se suele combinar con un injerto compactado, a menudo contenido con mallas metálicas de fondo o reborde. Es útil en los casos en que la calidad y la reserva ósea sean inadecuadas para conseguir una buena osteointegración. También se ha utilizado en pacientes que han recibido radioterapia pélvica o al utilizar reconstrucciones con anillos o carcasas. Amstutz et al (9) hicieron un estudio sobre 66 revisiones acetabulares utilizando solamente cemento para rellenar los defectos y obtuvieron resultados nefastos respecto a estas. El 10% de los implantes acetabulares cementados mostraban una línea radiolúcida completa en el postoperatorio inmediato, aumentando hasta el 71% a los 2,5 años. Por el contrario, otros autores han obtenido buenos resultados a largo plazo con el uso de injerto óseo compactado y cotilos cementados, en defectos acetabulares tipos II y III de Paproski.

El **componente acetabular hemisférico no cementado** es una buena opción para la mayoría de las intervenciones cuando se consigue un contacto hueso-implante superior al 50%. Estos materiales aportan una superficie biológica de porosidad elevada, lo que favorece la integración ósea y disminuye la tasa de fracasos. Es el más comúnmente utilizado porque las deformidades acetabulares tras aflojamiento aséptico son frecuentemente defectos tipo I y pueden ser reconstruidas con este único implante, generalmente de una o dos tallas mayor al implante retirado. En defectos más complejos donde la pérdida de hueso es mayor o masiva, los cotilos hemisféricos porosos

combinados con aumentos de metal trabecular han mostrado resultados prometedores a medio plazo. Están indicados en pacientes con defectos de la parte central, superomedial o superolateral del acetábulo. Los componentes altamente porosos tienen una superficie de crecimiento tridimensional, que los hace biomecánicamente diferentes a las superficies pulverizadas con plasma spray de titanio u otros acabados rugosos.

Sin embargo, hay defectos severos en los que las deformidades no pueden ser tratadas únicamente con copas hemisféricas al no conseguir suficiente estabilidad anatómica y mecánica, siendo necesarias otras estrategias como la reconstrucción con cajas antiprotrusión o la reconstrucción tipo cup-cage. Estos implantes se utilizan para proporcionar estabilidad mecánica a la construcción acetabular y para proteger a los aloinjertos óseos, las copas o aumentos de metal. El objetivo de estos implantes es descargar a estas estructuras mediante la transmisión de carga hacia el hueso pélvico, utilizando placas o ganchos incorporados a las cajas. Las cajas que se extienden desde el ilion hasta el isquion se denominan cajas antiprotrusión, que debemos diferenciar de los anillos de techo y reborde acetabular que solo protegen el techo o la parte del acetábulo protegida o reforzada por el implante metálico.

La reconstrucción de tipo cup-cage se basa en cubrir el acetábulo deficiente con un injerto óseo y fijar un componente metálico hemisférico altamente poroso con múltiples tornillos para cubrir la deformidad y fijar el implante, pero sin la estabilidad suficiente para recibir cargas. Sobre este montaje se implanta una caja antiprotrusión, fijada a ilíaco y a isquion, que recibe las cargas, hasta que se consigue la integración del injerto y la fijación del cotilo poroso. (10)

El tratamiento de los grandes defectos acetabulares y el logro de una fijación estable del implante es uno de los desafíos más difíciles en la revisión de la artroplastia de cadera. La reconstrucción con cotilos, cajas y aloinjertos acetabulares estructurales es la solución tradicional para los defectos segmentarios grandes, sin embargo, no proporciona fijación biológica y a menudo termina en fracaso. Ante la posibilidad de resorción a medio plazo del injerto estructural, y eventual movilización del cotilo protésico, se está apoyando el uso de los aumentos porosos como alternativa. Los aumentos porosos de tantalio ofrecen ventajas teóricas de facilidad de uso,

modularidad y falta de reabsorción. Los estudios iniciales con un seguimiento corto demostraron resultados alentadores.

**Ilustración 4.** En el sentido de las agujas del reloj desde la izquierda: bloque de reconstrucción de techo y pared, aumento semicircular, aumento tipo botón para defectos de fondo de cotilo, suplemento cuadrado y jaula tipo cup-cage.



Zimmer® Trabecular Metal® Acetabular Revision System



## Hipótesis de trabajo

La estabilidad mecánica a largo plazo que proporcionan los componentes acetabulares y aumentos de metal trabecular utilizados en la revisión de la artroplastia de cadera con defectos óseos importantes (tipos II y III de Paprosky) hace que sean implantes adecuados para tratar este tipo de defectos óseos.

## Materiales y métodos

Se realizó un estudio retrospectivo, observacional sobre la evolución radiográfica y clínica de la reconstrucción de defectos acetabulares tipo II y III de Paprosky con cotilos y aumentos de metal trabecular.

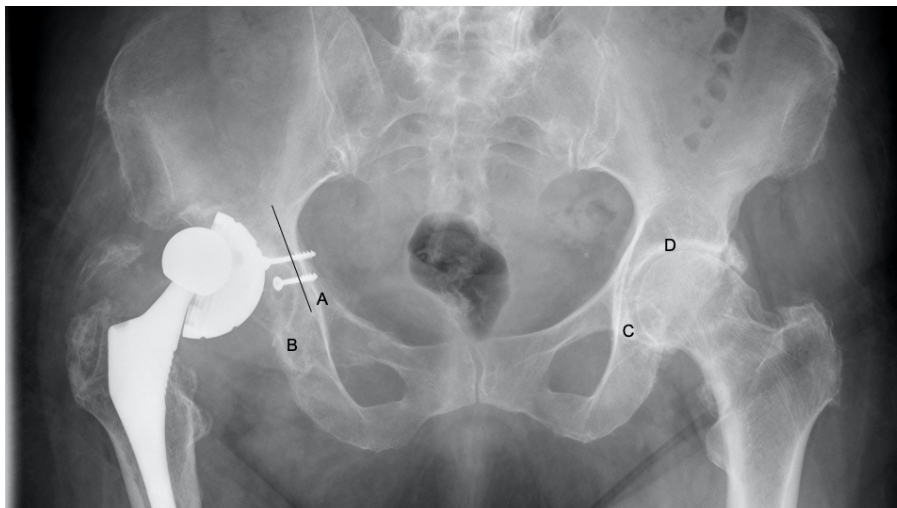
Antes de la realización del estudio se obtuvo la autorización por parte del CEIC Aragón (CEICA). (Anexo 2)

Se han recogido los episodios de reconstrucción de defectos acetabulares tras fracaso de prótesis de cadera tratados en el Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica del Hospital Miguel Servet desde el año 2009 hasta el año 2019.

Cuando se diagnosticaron los defectos acetabulares mediante las imágenes radiográficas, los pacientes fueron clasificados de acuerdo con la clasificación de defectos acetabulares de Paprosky et al., seleccionándose aquellos pacientes clasificados como defecto acetabular tipo II y III de Paprosky. Los **hallazgos que se valoraron** fueron:

- Línea de Kohler. Valora la integridad de la pared medial y de la parte superior de la columna anterior.
- El isquion, que aporta datos sobre la integridad de la porción inferior de la columna posterior y de la pared posterior.
- La lágrima, que valora la integridad de la pared medial y la porción inferior de la columna anterior.
- La migración vertical, en la que se ve la pérdida de techo acetabular, incluyendo las columnas anterior y posterior.

**Ilustración 5.** Línea de Kohler (A), Isquion (B), Lágrima (C) y Techo acetabular (D)



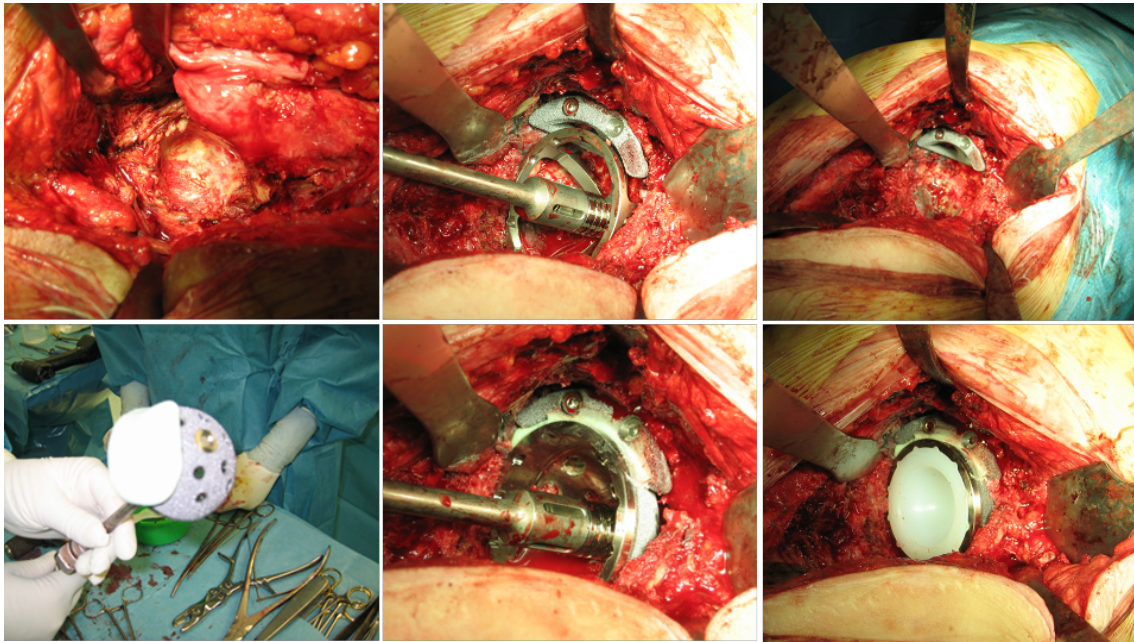
Los **criterios de inclusión** han sido que las artroplastias hubiesen sido implantadas en nuestro centro y que los defectos acetabulares fuesen tipo II y tipo III de Paprosky.

Los **criterios de exclusión** son las artroplastias primarias de cadera, los defectos tipo I según la clasificación de Paprosky y las reconstrucciones tipo cup-cage.

Una vez clasificados, se procedió a la **intervención quirúrgica** de reconstrucción de los defectos acetabulares. Se utilizó un abordaje posterolateral de la cadera en todos los casos. Tras eliminar el tejido fibroso y completar la exposición del defecto acetabular, se procedía a regularizar la cavidad cotiloidea con fresado esférico progresivo para favorecer la implantación de un cotilo hemiesférico, tras lo cual se utilizaron componentes acetabulares de prueba en el cotilo hasta que las columnas anteriores y posteriores ajustaban con el implante. Con el componente acetabular de prueba colocado, posicionamos los aumentos de prueba, normalmente en el cuadrante posterosuperior, ya que es el típicamente requerido para los defectos tipo III. A continuación, contorneamos el hueso adaptándolo al aumento de tantalio elegido, con una fresa para optimizar el área de contacto de la superficie entre aumento-hueso acetabular. Con el componente acetabular de prueba situado correctamente, el aumento de tantalio se aseguró al hueso con 2 ó 3 tornillos de titanio de 6,5mm. Después se rellenaron los defectos óseos residuales en torno al aumento con una mezcla de aloinjerto óseo y hueso del propio paciente obtenido a partir del fresado. Para solidarizar el aumento de tantalio al cotilo hemisférico se recubrió con cemento óseo la parte del cotilo que previsiblemente contactaría con el aumento. Fue entonces impactado el componente acetabular contra el hueso nativo y la porción cubierta con polimetilmetacrilato (PMMA) del aumento. Se colocaron múltiples tornillos a través del componente acetabular en el hueso propio del paciente. El número de tornillos varió según la calidad del hueso y la calidad de la fijación. Se utilizó la cabeza femoral más grande posible según el tamaño del componente acetabular para así minimizar el riesgo de inestabilidad (mayormente de 32 ó 36 mm). En los casos en los que el stock óseo fue insuficiente para conseguir la estabilidad deseada, se usaron construcciones tipo cup-cage, no incluidos en el estudio. El objetivo de usar aumentos fue el asegurar un mejor

ajuste y un contacto óptimo con el hueso huésped remanente, adaptado a las características del defecto de cada paciente.

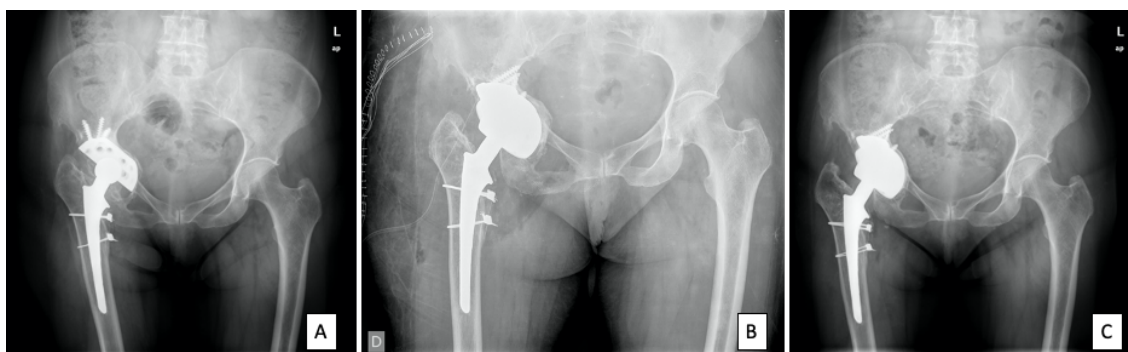
**Ilustración 6.** Distintos momentos de la inserción del implante durante la intervención quirúrgica y ejemplo del material utilizado en la última imagen.



Durante la **rehabilitación postoperatoria** se utilizó un protocolo estándar de rango de movimiento limitado para minimizar el riesgo de luxación. Los pacientes fueron movilizados desde el primer día del postoperatorio, iniciando la sedestación según tolerancia. Los primeros dos meses tras la cirugía, se autorizó la marcha con dos bastones con apoyo mínimo, posteriormente dos meses con apoyo de un tercio del peso y marcha con dos bastones, después marcha con un solo bastón durante dos meses más, y finalmente, la retirada del bastón a partir del sexto mes según tolerancia. Se realizó tratamiento fisioterápico dirigido a conseguir la deambulación autónoma, las actividades de la vida diaria y el mantenimiento de las precauciones posteriores durante los tres primeros meses. Posteriormente se empezó a fortalecer más la musculatura central, los músculos abductores y flexores de la cadera. Pasado el tiempo de rehabilitación se recomienda a los pacientes evitar impactos repetidos como son los saltos, levantamientos pesados y posiciones forzadas de cadera.

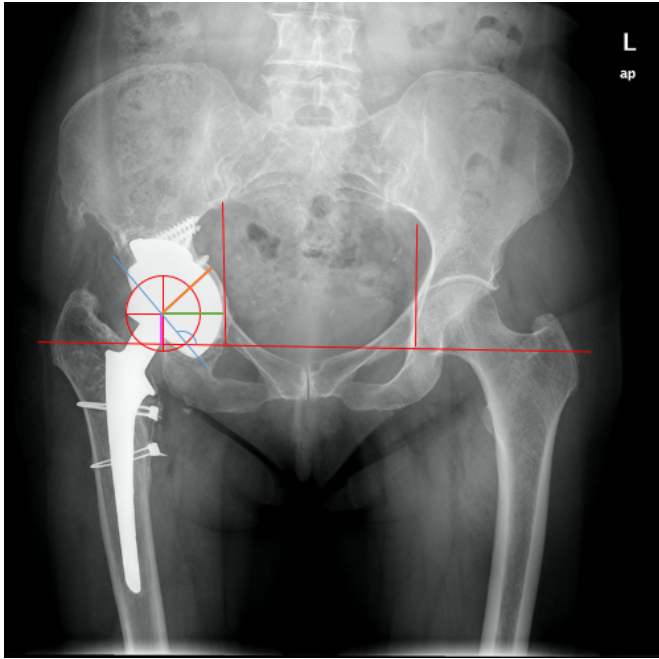
Para estudiar la **evolución radiológica**, se utilizaron radiografías de cadera preoperatorias y postoperatorias, así como las imágenes de seguimiento más recientes, todas ellas se hicieron en las proyecciones anteroposterior y lateral (11).

**Ilustración 7.** Material radiográfico de un mismo paciente utilizado en el estudio: Radiografía preoperatoria (A), Radiografía postoperatoria (B) y Última radiografía de control (C). En la imagen A observamos un aflojamiento aséptico con defecto IIIB de Paprosky que motivó la sustitución.



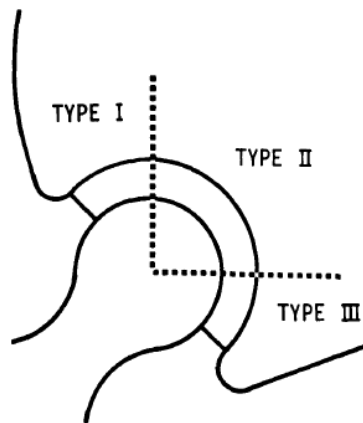
El protocolo de seguimiento consistió en la realización de radiografías de pelvis anteroposterior y axial a las 2, 6 y 12 semanas, seguidas de 6 y 12 meses, y posteriormente anuales. Todas las radiografías son evaluadas por el cirujano. Se superponen para evaluar la desviación en la posición de los componentes, fundamentalmente inclinación, anteversión y eventual migración. Se evalúan los cambios valorando la anatomía radiológica del foramen obturador o mediciones como la distancia de la sínfisis púbica al coxis, que permiten la estimación y la consistencia de rotación pélvica en múltiples planos, con objeto de asegurar que las imágenes son comparables.

Se considera estabilidad radiológica incompleta si alguno de los siguientes criterios se identifica en las imágenes: migración de la copa de más de 3 mm en dirección vertical, horizontal o distancia del centro del implante al fondo, líneas de radiolucencia de 2mm o más en las zonas DeLee-Charnley (12) (Ilustración 9), rotura de los tornillos, o variación del ángulo de la copa mayor de 5°.



**Ilustración 8.** Medición de los parámetros a estudio en las radiografías. En color rojo se muestran los trazos de referencia, primero se dibuja una circunferencia sobre la cabeza del implante, se localiza el centro de giro y se traza la línea horizontal de referencia que pasa por las dos lágrimas y perpendicular a ella, la línea vertical. Distancia horizontal desde centro de giro a la línea de referencia (línea color verde), distancia vertical del centro de giro del implante a la línea de referencia trazada entre las dos lágrimas (línea color rosa), distancia del centro de giro al fondo acetabular (línea color naranja), ángulo formado entre el implante y la línea de referencia horizontal (líneas azules).

**Ilustración 9.** División acetabular de las zonas descritas por DeLee-Charnley. Type I corresponde a C1, Type II a C2 y Type III a C3.



La **evolución clínica** se evaluó mediante la escala Harris Hip Score (HHS) (13), cuyo objetivo es evaluar varias discapacidades de cadera antes y después del tratamiento en una población adulta tras la cirugía de cadera a partir de cuatro dimensiones: dolor, función, deformidad y amplitud del movimiento. Los resultados son exitosos si hay un aumento mayor de 20 puntos en la HHS con el implante radiográficamente estable. O también se puede valorar el resultado de la cirugía mediante la puntuación: <70: Pobre, 70-79: Regular, 80-89: Bueno. 90-100: Excelente. (Anexo 1)

En todos los pacientes incluidos en el estudio se recogieron las **variables cualitativas y cuantitativas** que se detallan a continuación. Factores relacionados con el

paciente tales como sexo, comorbilidades, edad en la fecha de la intervención, diagnóstico del fracaso (categorizado como aflojamiento aséptico, aflojamiento séptico, desgaste del polietileno, erosión acetabular, osteólisis periacetabular y otros), defecto acetabular según la clasificación de Paprosky tipo IIA, tipo IIB, tipo IIC, tipo IIIA y tipo IIIB, y Harris Hip Score previo y posterior a la cirugía. Los factores relacionados con la técnica: fecha de la intervención, vía de abordaje y ángulo de abducción o inclinación (ángulo formado por una línea tangencial al componente acetabular con una línea horizontal que pase por ambas lágrimas). Factores relacionados con el diseño del implante que son la talla del implante y la talla del aumento. Factores de seguimiento radiológico como la fecha de la última radiografía y tiempo de seguimiento, presencia o no de radiolucencias en los cuadrantes C1, C2 y C3 de las zonas DeLee-Charnley y en el aumento, existencia de tornillos rotos, integración ósea del injerto, inclinación de la prótesis postquirúrgica, distancia horizontal desde el centro de giro postquirúrgica (PostDHCG), distancia vertical desde el centro de giro postquirúrgica (PostDVCG), distancia al fondo acetabular postquirúrgica, inclinación protésica en la última radiografía, distancia horizontal desde el centro de giro en la última radiografía (UltDHCG), distancia vertical desde el centro de giro en la última radiografía (UltDVCG), y distancia al fondo acetabular en la última radiografía.

En el **estudio estadístico** se analizaron las variables cuantitativas mediante la media, la moda, los valores máximos y mínimos y la desviación estándar, se comprobó si seguían una distribución normal con la prueba de normalidad de Shapiro Wilk. Si seguían una distribución normal se compararon mediante las pruebas de t de Student y ANOVA si eran independientes o mediante t de Student para datos apareados y ANOVA para datos apareados si los datos eran apareados. Mientras que las variables cuantitativas que no seguían una distribución normal se compararon mediante la U de Mann-Whitney y Kruskal-Wallis si eran datos independientes y las pruebas de Wilcoxon o Friedman si eran datos apareados. Las variables cualitativas se analizaron con frecuencias absolutas y porcentajes. Se realizó un análisis bivalente entre cada una de las variables cualitativas, mediante la prueba de Chi-Cuadrado aplicando la corrección de Yates, y mediante la prueba de McNemar cuando los datos eran apareados. Para estudiar la correlación entre dos variables cuantitativas se utilizó el coeficiente r de

Pearson. Se definió el nivel de significación estadística con un valor  $p < 0,05$  con un intervalo de confianza del 95%. Los datos se analizaron mediante los programas informáticos Microsoft Excel® y posterior análisis estadístico con SPSS v25 (IBM, Armonk, NY).

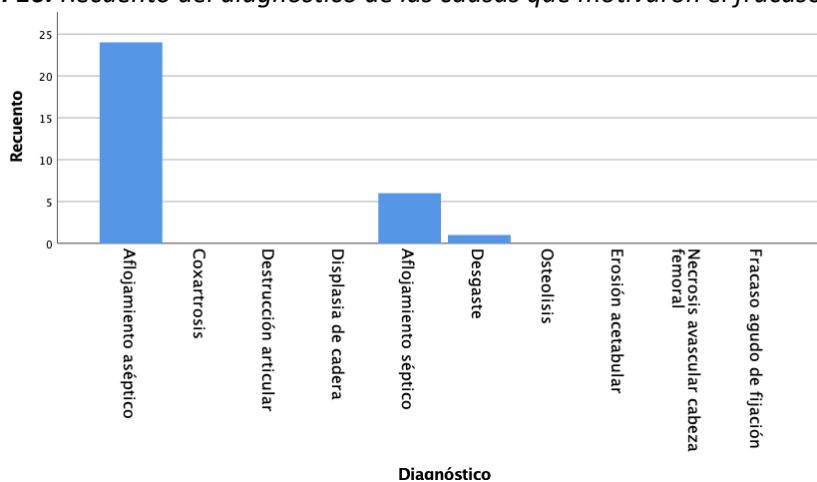


## Resultados

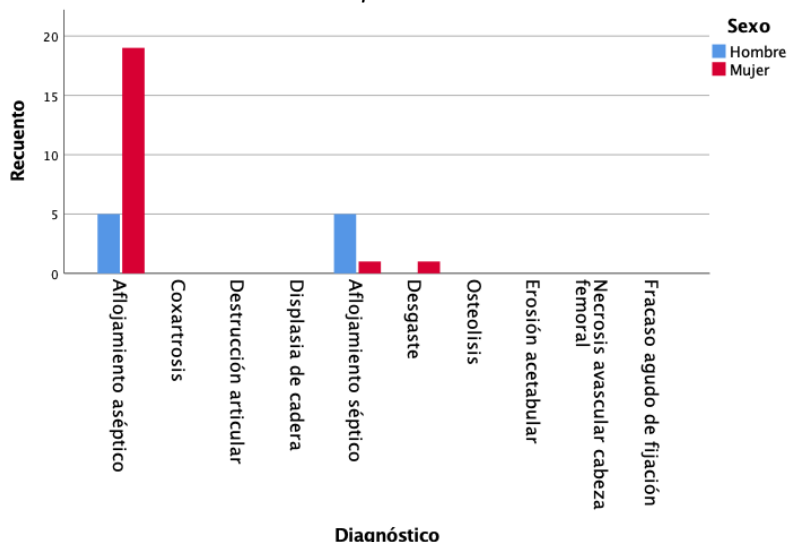
La muestra estaba compuesta por 31 pacientes (31 caderas), de los cuales un 32,3% (10/31) eran hombres y un 67,7% (21/31) eran mujeres, no teniendo una distribución homogénea ( $p=0,048$ ). La edad media del conjunto de pacientes en el momento de la reprotización fue de 62,77 años (mínimo 36; máximo 82), siendo menor en los hombres con 56,3 años frente a 65,86 años en las mujeres ( $p=0,04$ )

Las causas que motivaron la sustitución de la prótesis fueron el aflojamiento aséptico, el aflojamiento séptico y el desgaste del polietileno, en un 77,4% (24/31), 19,4% (6/31) y 3,2% (1/31) de los casos respectivamente. Otras causas posibles de fracaso protésico como son la erosión acetabular o la osteólisis periacetabular no se vieron reflejadas en nuestra muestra.

**Ilustración 10.** Recuento del diagnóstico de las causas que motivaron el fracaso protésico.

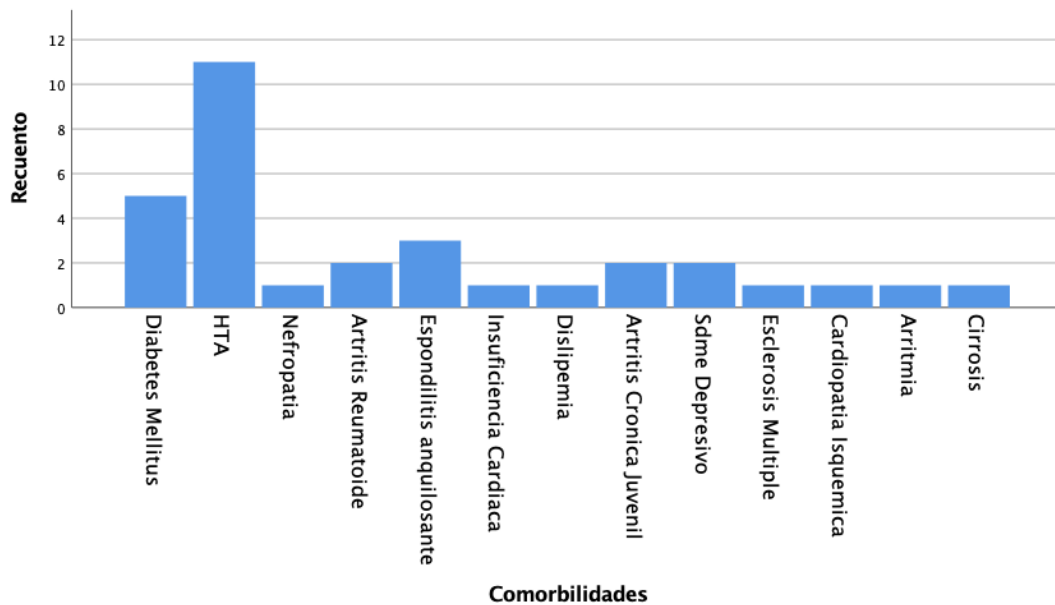


**Ilustración 11.** Recuento del diagnóstico de las causas que motivaron el fracaso según el sexo del paciente



Se recogieron las comorbilidades de los pacientes en el momento previo a la artroplastia siendo la Hipertensión Arterial (HTA) la comorbilidad más frecuente entre la muestra (35,5%), seguida de la Diabetes Mellitus (16,1%) y de la Espondilitis Anquilosante (9,7%). En menor medida encontramos Artritis Reumatoide, Artritis Crónica Juvenil y Depresión. Y presentándose tan solo en un paciente, Nefropatía, Insuficiencia Cardíaca, Dislipemia, Esclerosis Múltiple, Cardiopatía isquémica, Arritmia cardíaca y Cirrosis.

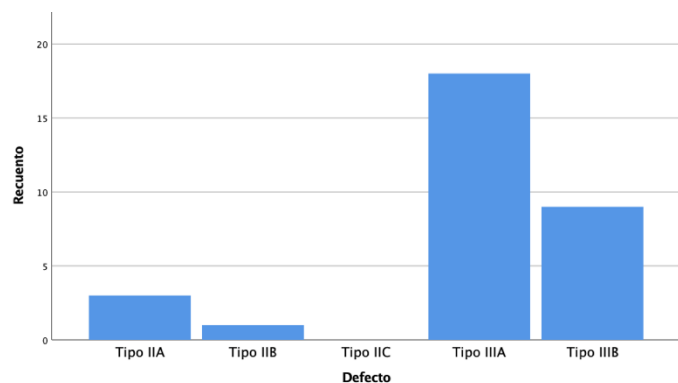
**Ilustración 12.** Recuento de las comorbilidades de los pacientes a estudio



En cuanto a los distintos grados de defecto, clasificados según la clasificación de defectos acetabulares de Paprosky, encontramos la siguiente distribución: 3 casos del Tipo IIA (9,7%), 1 Tipo IIB (3,2%), 18 del Tipo IIIA (58,1%) y 9 casos del Tipo IIIB (29%).

**Tabla 3 e Ilustración 13.** Distribución del tipo de defecto acetabular según la clasificación de Paprosky en la muestra.

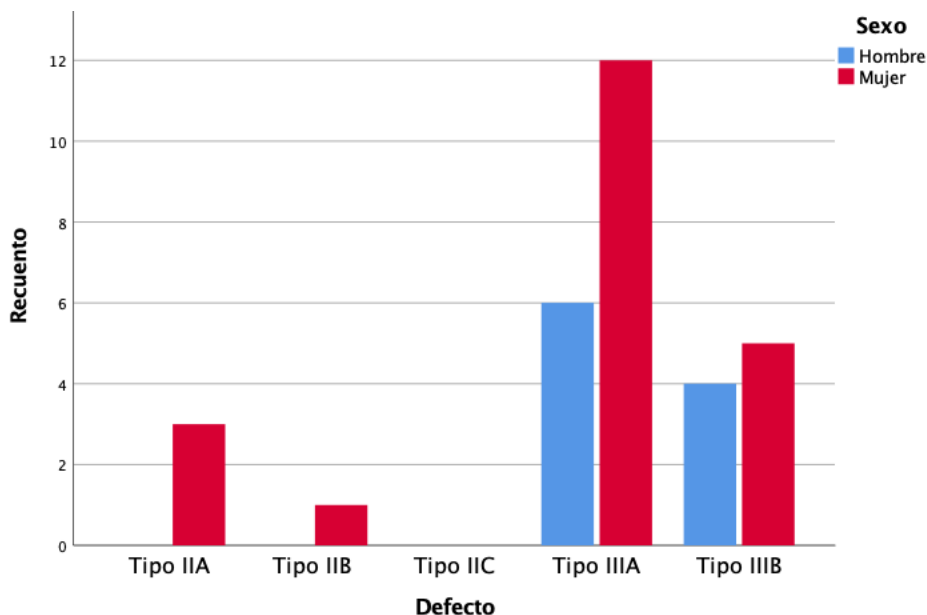
Defecto	Frecuencia	Porcentaje
Tipo IIA	3	9,7%
Tipo IIB	1	3,2%
Tipo IIC	0	0%
Tipo IIIA	18	58,1%
Tipo IIIB	9	29%



Observamos que la mayoría de los defectos son Tipo IIIA y que no encontramos ningún defecto del Tipo IIC.

Podemos observar en el siguiente gráfico, que, tanto en hombres como en mujeres, el defecto Tipo IIIA es el más frecuente y que el segundo en frecuencia es el defecto Tipo IIIB:

**Ilustración 14.** Distribución del tipo de defecto según el sexo del paciente



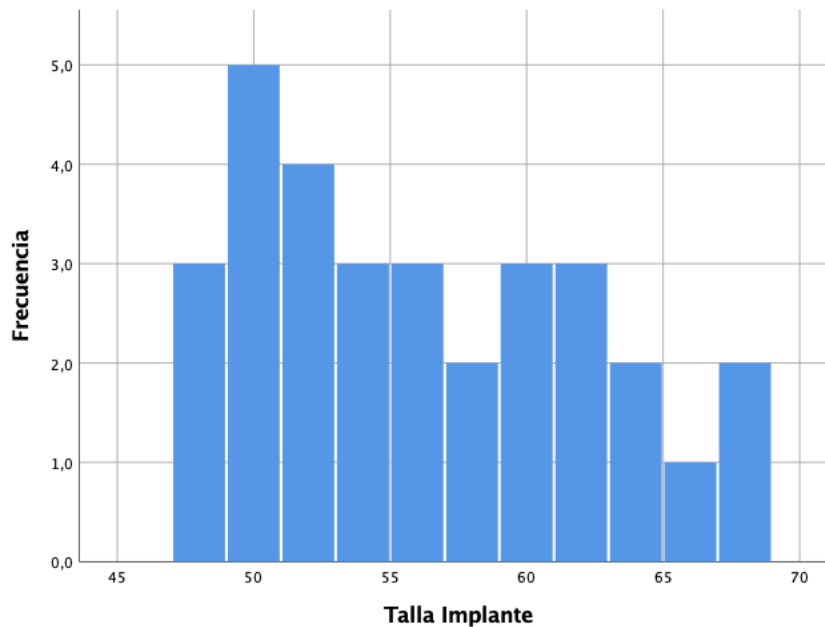
La primera intervención se realizó el 27 de octubre de 2009 y la última el 08 de julio de 2019. Y en cuanto a las últimas radiografías de seguimiento, la más antigua se realizó el 03 de diciembre de 2012 y la más reciente el 16 de enero de 2020. La media de seguimiento fue de 42,2 meses (mínimo 2.3 meses; máximo 107.2; DS 33,45). Hubo un caso de pérdida de seguimiento motivada por la muerte del paciente debida a causas ajenas a su intervención. La supervivencia del componente acetabular fue del 100%.

El Harris Hip Score previo a la cirugía presenta una media de 37,68 (mínimo 17; máximo 61; DS 10.8). La mediana fue de 39 y la moda de 44. Clasificado como pobre en el 100% de los casos (<70puntos).

El 100% de los pacientes fueron intervenidos mediante un abordaje posterior de la cadera.

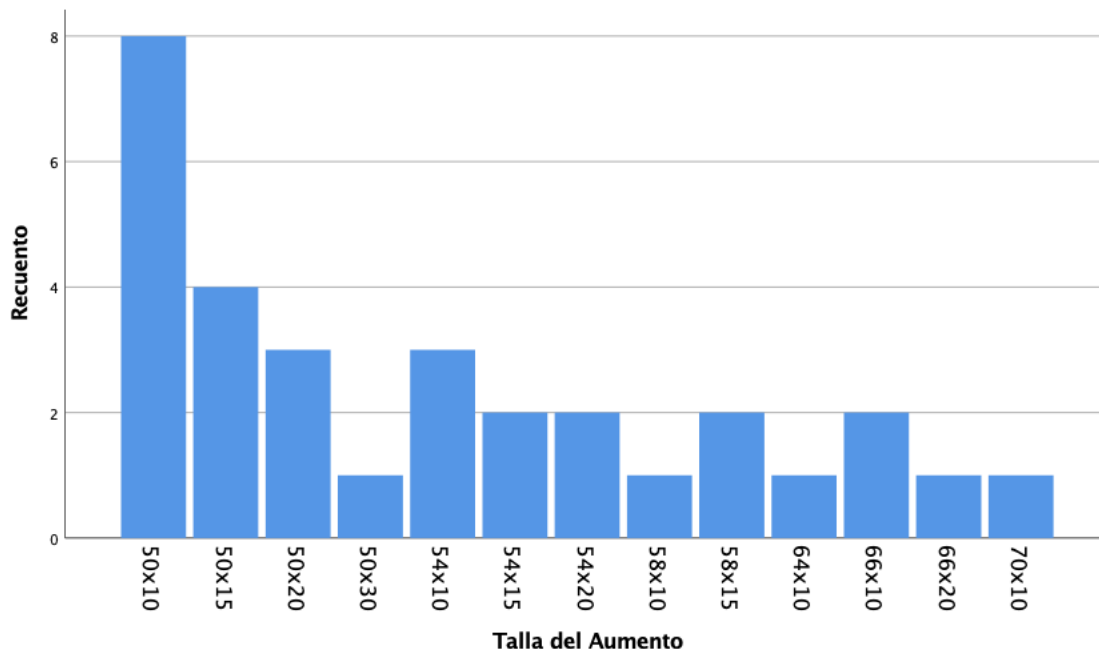
El tamaño de implante más utilizado fue 50 mm (menor 48; mayor 68 mm), con la distribución mostrada en el gráfico.

**Ilustración 15.** Distribución de la talla del implante en la muestra.



En cuanto a la talla de los aumentos, el más utilizado es el de 50x10mm, siendo este el más pequeño y el más grande de 70x10mm, se detalla la frecuencia de cada uno en el siguiente gráfico:

**Ilustración 16.** Distribución de la talla del aumento en la muestra.



No hubo ningún caso de complicación mayor, tales como aflojamiento aséptico o séptico, dislocación, líneas de fractura o sangrados arteriales importantes. Y tampoco ha sido necesaria una posterior intervención en ninguno de los casos.

Referente a los parámetros radiológicos; la inclinación postquirúrgica del cotilo protésico presentó una media de  $43.5^{\circ}$  (mínima  $27^{\circ}$ ; máxima  $53^{\circ}$ ; DS 6.23) y siendo la Moda  $44^{\circ}$ . En cuanto a la distancia horizontal al centro de giro postquirúrgica encontramos una media de  $31,3\text{mm}$  (mínimo  $24$ ; máximo  $47$ ; DS 4.51) y la moda de  $30\text{mm}$ . Respecto a la distancia vertical al centro de giro postquirúrgica encontramos una media de  $33,4\text{mm}$  (mínimo  $3$ ; máximo  $85$ ; DS 25.32). La distancia media desde el centro de giro al fondo (línea innominada) fue de  $37\text{mm}$  (mínimo  $30$ ; máximo  $45$ ; DS 7.65) y la moda de  $45\text{mm}$ .

Los resultados radiológicos al final del seguimiento, obtenidos a partir de la última radiografía, mostraron que la inclinación media del componente acetabular fue de  $44.7^{\circ}$  (mínimo  $29^{\circ}$ ; máximo  $71^{\circ}$ ; DS 7.65) siendo la Moda  $45^{\circ}$ . En cuanto a la distancia horizontal al centro de giro encontramos una media de  $30,9\text{mm}$  (mínimo  $20$ ; máximo  $47$ ; DS 5.06). Respecto a la distancia vertical al centro de giro, la media fue  $34,1\text{mm}$  (mínimo  $3$ ; máximo  $85$ ; DS 25.59). La distancia media desde el centro de giro al fondo fue  $36\text{mm}$  (mínimo  $29$ ; máximo  $43$ ; DS 3.84).

En cuanto a las variaciones de las distancias medidas en la radiografía postquirúrgica y en la última radiografía de seguimiento, encontramos los siguientes resultados. La media de variación respecto a la inclinación es de  $1,84^{\circ}$ , siendo el valor mínimo  $0^{\circ}$  (no desplazamiento) y el máximo  $18^{\circ}$ , siendo la moda  $0^{\circ}$  y  $1^{\circ}$ , con una desviación de  $3,205$ . La media de desplazamiento horizontal al centro de giro es de  $0,94\text{mm}$ , siendo el valor mínimo  $0\text{mm}$  y el valor máximo  $5\text{mm}$  y la moda de  $0\text{mm}$ , con una desviación de  $1,181$ . La media de desplazamiento vertical al centro de giro es de  $1,77\text{mm}$ , con un valor mínimo de  $0\text{mm}$  y máximo de  $9\text{mm}$ , siendo la moda  $2\text{mm}$ , con una desviación de  $1,857$ . Por último, la media de desplazamiento del centro de giro de la prótesis al fondo es de  $1,23\text{mm}$ , siendo el mínimo  $0\text{mm}$  y el máximo  $5\text{mm}$ .

Existen diferencias estadísticamente significativas entre las variables relacionadas: inclinación del implante postquirúrgica y en última radiografía de control ( $p=0,033$ ), y entre la distancia del centro de giro al fondo postquirúrgica y de control ( $p=0,000$ ). Sin embargo, no encontramos diferencias entre las distancias horizontal y vertical en las radiografías postquirúrgicas y de control, por lo que asumimos que la

variación no es estadísticamente significativa y se acepta la estabilidad radiológica de la prótesis en estas mediciones.

Las variables dicotómicas estudiadas en la última radiografía de seguimiento se detallan a continuación. Aplicando los criterios de estabilidad radiológica incompleta:

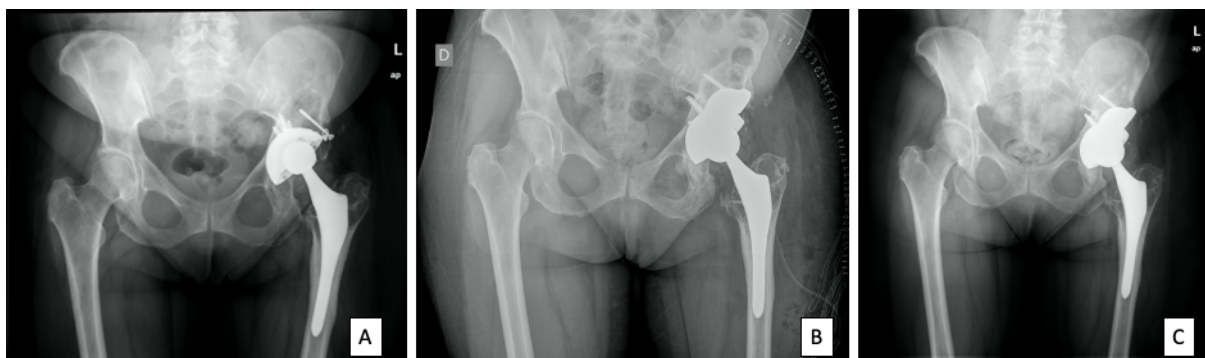
- Migración de la copa >3 mm en dirección vertical, horizontal o distancia del centro de giro del implante al fondo.
- Líneas de radiolucencia de 2mm o más en las zonas DeLee-Charnley.
- Rotura de los tornillos.
- Variación del ángulo de la copa mayor de 5°.

En un 3,2% (1/31) hay estabilidad radiológica incompleta por variación del ángulo de la copa mayor de 5°, en un 12,9 % (4/31) por migración de la copa de más de 3 mm en dirección horizontal, en un 6,5% (2/31) en dirección vertical y en un 3,2% (1/31) en la distancia del centro de giro del implante al fondo.

En un 9,7% (3/31) de los casos existieron radiolucencias en la zona C1 de DeLee-Charnley, en un 12,9% (4/31) en la zona C2, en un 16,1% (5/31) en la zona C3 y en un 9,7% (3/31) de los casos se encontraron radiolucencias en la zona del aumento. En el 100% de los casos no se hallaron tornillos rotos. En el 80,6% (25/31) de los pacientes se ha producido la osteointegración del injerto.

Con los datos anteriores, podemos decir que en un 32,3% de los casos hay presencia de radiolucencias en alguna zona periacetabular compatible con estabilidad radiológica incompleta (10/31) y en un 67,7% de los pacientes se consiguió la estabilidad radiológica completa.

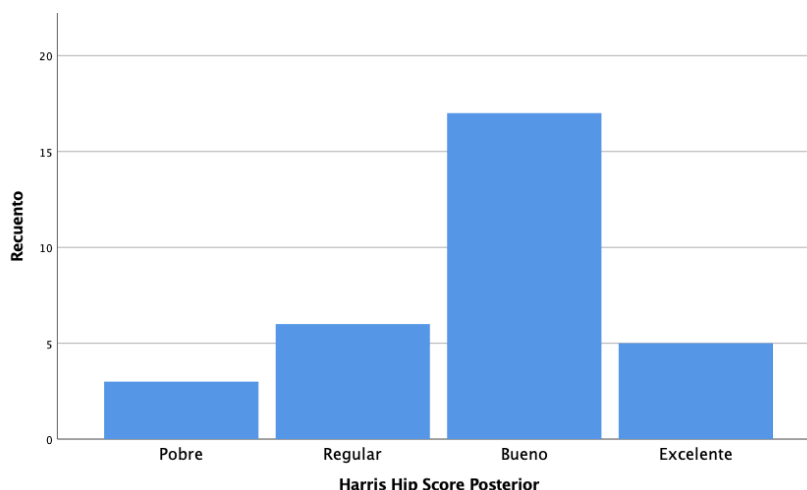
**Ilustración 17.** Radiografías preoperatoria (A), postoperatoria (B) y de la última revisión (C) de un mismo paciente a estudio. En la imagen A observamos un aflojamiento aséptico con defecto IIIA de Paprosky que motivó la sustitución.



Pasamos a detallar la evolución clínica:

En lo que respecta al Harris Hip Score en la evaluación final, encontramos que la media fue de 80.7 puntos (mínimo 46; máximo 94; DS 10.62). Clasificando como Pobre (<70), Regular (70-79), Bueno (80-89) y Excelente (90-100) obtenemos el siguiente gráfico:

**Ilustración 18.** Recuento de pacientes según la clasificación de la escala Harris Hip Score posterior al recambio protésico.



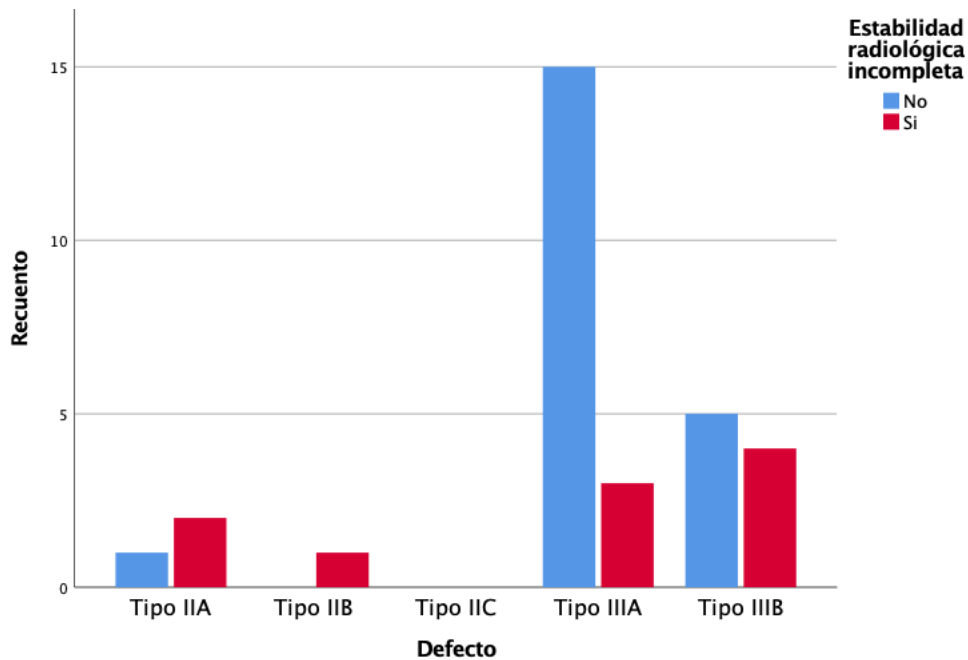
La media de variación del HHS pre y post operatorio es de  $43,0323 \pm 10,45142$ , con un rango de 18 a 63 puntos. En cuanto al fracaso o no clínico, en el 96,8% de los casos se ha conseguido un éxito clínico, según el criterio de una variación mayor de 20 en el Harris Hip Score y tan solo en 1 caso (3,2%) se ha dado el fracaso clínico, con un defecto de Paprosky tipo IIIA al diagnóstico.

El Harris Hip Score previo a la intervención y el Harris Hip Score posterior son diferentes ( $p=0,000$ ) según la prueba de rangos de Wilcoxon, aceptamos que ha habido una mejoría clínica, porque ha aumentado significativamente la puntuación en la escala. Además, la correlación entre ellos es estadísticamente significativa ( $p=0,005$ ).

A continuación, adjuntamos los gráficos de la relación entre la evolución clínica y radiológica con distintas variables.

La relación entre el defecto y la estabilidad radiológica incompleta no es estadísticamente significativa, mostramos su frecuencia en el siguiente gráfico:

**Ilustración 19.** Distribución de los pacientes según el defecto acetabular, agrupados según Estabilidad radiológica incompleta si o no.



Analizando cada valor por separado, encontramos una asociación estadísticamente significativa entre el defecto Tipo IIIA según la clasificación de Paprosky y la estabilidad radiológica incompleta. Mostramos todos los p valores (Tabla 4).

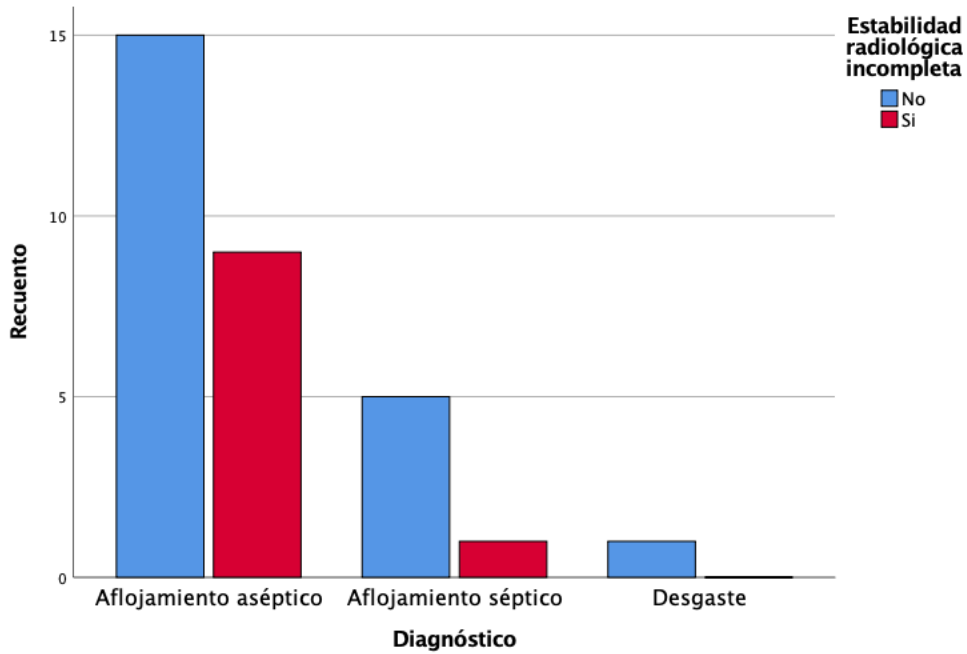
**Tabla 4.** Valores de p para la asociación entre Estabilidad radiológica incompleta con el Defecto acetabular y el Diagnóstico del fracaso.

Defecto	Estabilidad radiológica incompleta				P
	No	Si	No	Si	
Tipo IIA	1	4,8%	2	20%	0,180
Tipo IIB	0	0%	1	10%	0,141
Tipo IIIA	15	71,4%	3	30%	<b>0,029</b>
Tipo IIIB	5	23,8%	4	40%	0,353
<b>Diagnóstico</b>					
Aflojamiento aséptico	15	71,4%	9	90%	0,248
Aflojamiento séptico	5	23,8%	1	10%	0,363
Desgaste	1	4,8%	0	0%	0,483



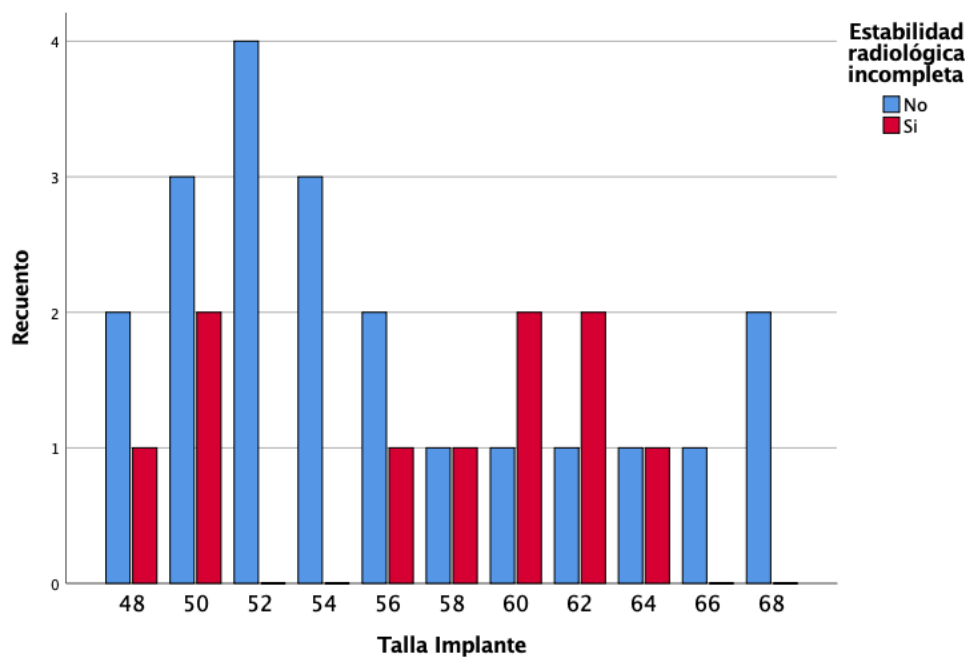
Tampoco encontramos una asociación significativa entre el diagnóstico del fracaso protésico primario con la estabilidad radiológica incompleta.

**Ilustración 20.** Asociación entre el Diagnóstico y la Estabilidad radiológica incompleta.



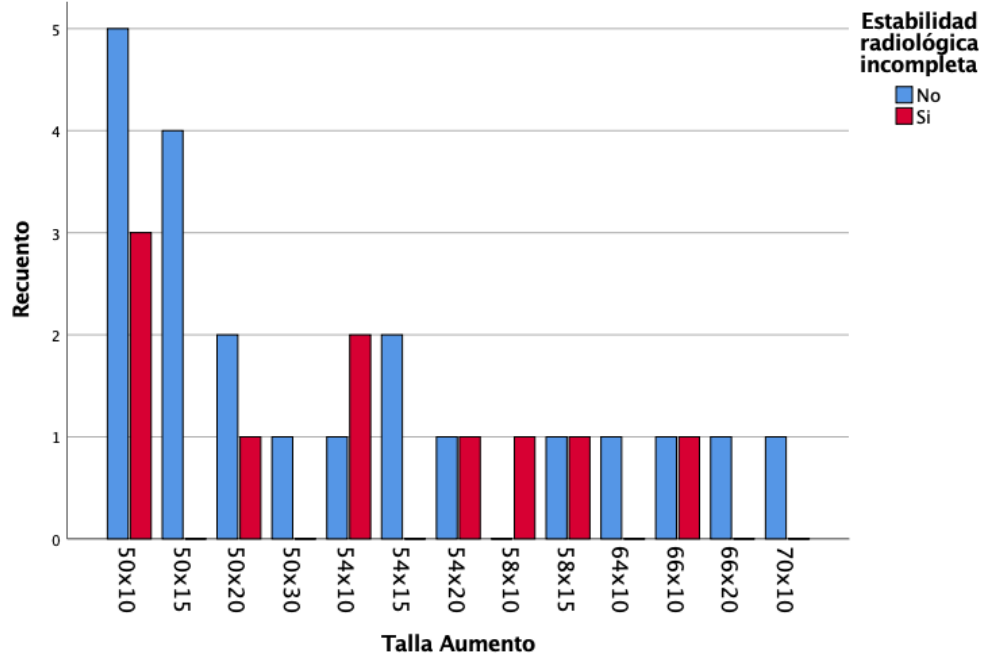
Comparando la talla del implante con la estabilidad radiológica incompleta no encontramos una asociación de estas variables.

**Ilustración 21.** Relación entre la Talla del Implante y la Estabilidad radiológica incompleta



Por último, tampoco hay una asociación clara entre la talla del aumento con la estabilidad radiológica incompleta.

**Ilustración 22.** Recuento de la Talla del aumento según la Estabilidad radiológica incompleta.



## Discusión

La solución tradicional a la pérdida ósea periacetabular tras el fracaso de un cotilo protésico era la reconstrucción de los defectos óseos acetabulares mediante aloinjertos óseos protegidos por una caja de reconstrucción. Pero en muchos casos no se producía la fijación biológica del implante y frecuentemente terminaba en fallo. (14) Diversos autores concluyeron que los componentes acetabulares de titanio tradicionales funcionaban bien en muchas circunstancias, pero que las copas de metal trabecular altamente poroso deberían ser consideradas cuando la pérdida de hueso existente fuera extensa. (7,15) Las estructuras altamente porosas imitan la morfología del hueso trabecular, manteniendo las características mecánicas y proporcionando propiedades osteoconductoras.

Las copas de metal trabecular se introdujeron a finales del siglo XX junto con sus aumentos. Unger et al (16) fue el primero en estudiar el uso de las copas de metal trabecular (Zimmer) en 2005 con una serie de 60 pacientes que fueron a revisión artroplástica. De ellos, 7 casos necesitaron una segunda revisión, 5 por dislocación, uno por movimiento inicial del cotilo y otro por aflojamiento aséptico.

Desde entonces se ha estudiado en numerosas ocasiones la utilización de metal trabecular, como el tantalio poroso, como alternativa. (14,17) Y diversos estudios han demostrado tener buenos resultados de supervivencia a medio y largo plazo, incluso en revisiones con grandes déficits óseos. (18-20)

Una revisión sistemática de la literatura ha demostrado que las tasas de revisión de las copas de metal trabecular se han reducido significativamente cuando se comparan con los anillos de reconstrucción. (21)

Las grandes pérdidas de hueso comprometen el potencial biológico y la estabilidad mecánica necesarias para la osteointegración del componente acetabular. Como ya se ha explicado anteriormente en este trabajo, existen diversas opciones de reconstrucción acetabular ampliamente estudiadas y con distintos resultados.

Uno de los problemas frecuentes en la revisión artroplástica de cadera es no conseguir una estabilidad mecánica óptima de un cotilo hemisférico en el hueso acetabular remanente por la falta de soporte estructural. Esta dificultad se ve

empeorada por el diseño de los implantes protésicos en los que la ubicación predeterminada de los orificios para los tornillos acetabulares no siempre permite encontrar un soporte óseo adecuado. (22) En estos casos, la copa de metal trabecular de revisión ofrece la opción más versátil. Tiene la posibilidad de perforar a través del tantalio para elegir un posicionamiento óptimo del tornillo, así como añadir un aumento para cubrir los defectos. Anteriormente se realizaba la colocación de tornillos a través de la copa y del aumento para evitar el pequeño movimiento de la copa y así, hacer la construcción acetabular más estable. Sin embargo, Beckmann et al (23) que recalcaron la importancia de obtener la estabilidad primaria entre el implante de metal trabecular y el hueso huésped para conseguir la osteointegración del implante, demostraron que la utilización de tornillos insertados entre el aumento y la copa no confería una mayor estabilidad primaria respecto al uso de cemento solo.

Kim et al (24) publicaron un estudio de cohortes sobre la artroplastia de revisión acetabular con defectos óseos de tipo II y III de Paprosky. En este estudio se siguieron 46 caderas con una media de seguimiento de 41 meses, encontrándose evidencia de osteointegración en todas ellas menos en una. Theil et al (25) presentaron un estudio con 41 casos con una supervivencia libre de revisión del 73% de las prótesis a los 104 meses de seguimiento, hubo 10 fracasos, 8 de ellos por aflojamiento aséptico y 2 por infección.

La mejoría clínica de los pacientes con este tipo de prótesis ha sido ampliamente demostrada. Macheras et al (26) mostró un HHS preoperatorio de 44,4 puntos y un HHS de 95,2 en el último seguimiento con una media de 18 años.

Comparar los resultados de la revisión de la artroplastia total de cadera es difícil por la compleja variedad de defectos óseos que se encuentran y por la cantidad de materiales que se han usado para paliar las grandes pérdidas óseas.

Nuestro estudio con una cohorte de 31 recambios protésicos proporciona unos resultados satisfactorios, presenta una supervivencia libre de revisión del 100% con una media de seguimiento de 42 meses (siendo el máximo de 107 meses), por lo tanto, siendo la tasa de revisión nula. Puede que el factor tiempo y el número de pacientes sea una limitación de este estudio, aunque encontramos resultados similares en la bibliografía. Abolghasemian et al (27) obtuvo una supervivencia del 91% a los 5 años de

seguimiento en una serie de 34 caderas con un 8,8% de revisión por aflojamiento aséptico; y Whitehouse et al (20) en una serie de 40 caderas, obtuvo una supervivencia del 92% a los 10 años de seguimiento con un 7,5% de revisión por aflojamiento aséptico.

A diferencia de otros estudios, podemos afirmar que, en nuestro caso, no ha habido ninguna complicación mayor, tales como aflojamientos asépticos, infección, movimientos precoces de la prótesis, dislocaciones o trombosis venosas como si han ocurrido en algunos estudios. (22-25)

De los 10 pacientes considerados con estabilidad radiológica incompleta, solamente 1 se ha relacionado con fracaso clínico, presentaba un aflojamiento aséptico con un defecto tipo IIIA de Paprosky previo a la intervención, es decir, un defecto óseo extenso, con la necesidad de un gran implante de 64mm y un aumento de 66x10mm. La causa del fracaso clínico de este paciente es debida a sus comorbilidades, ya que presenta una Esclerosis Múltiple que le ha llevado a usar silla de ruedas. Por lo tanto, creemos que el fracaso clínico no es debido a la revisión de la artroplastia de cadera. Como criterios de estabilidad radiológica incompleta solamente presentaba una migración de 5mm en la medida horizontal desde el centro de giro.

Por otro lado, encontramos un movimiento llamativo de 18° en la inclinación del cotilo, que se acompaña de 4mm de migración en la medida horizontal, 9mm en la vertical y 2mm en la distancia del centro de giro al fondo. Con presencia de radiolucencias en las zonas C1, C2 y C3 de DeLee-Charnley. No se ha relacionado con el fracaso clínico ni con inestabilidad mecánica de la prótesis, por lo que asumimos que la resorción ha sido progresiva a lo largo los 61 meses de seguimiento. Se ha conseguido la estabilización de la prótesis a pesar del movimiento del cotilo sin necesidad de una segunda revisión.

En los restantes, se ha conseguido una correcta estabilidad mecánica, a pesar de la aparente ausencia de estabilidad radiológica completa, sin necesidad de una segunda revisión ni el recambio del material. Los pequeños cambios en las distancias horizontal, vertical y al fondo, aún no siendo estadísticamente significativos, pueden representar una resorción parcial del injerto que hace que el implante se encaje hasta que encuentra hueso estructural capaz de soportar cargas adquiriendo estabilidad mecánica. Por lo que

no podemos considerar la estabilidad radiológica incompleta como un fracaso radiológico del implante.

El alto porcentaje de estabilidad puede deberse al mayor crecimiento óseo sobre la superficie porosa del implante, lo que facilita la osteointegración y a la vez, la porosidad en si misma proporciona una mayor estabilidad mecánica al poseer un elevado coeficiente de fricción – a modo de “efecto velcro”-. A las características mecánicas del recubrimiento poroso, con un módulo de elasticidad semejante al hueso esponjoso, lo que favorece más la osteointegración y la fijación biológica del componente protésico. A la modularidad de la reconstrucción y a la capacidad de adaptarse al máximo al defecto óseo; y a la ausencia de resorción de los aumentos (a diferencia del injerto óseo estructural) que proporcionar así una estabilidad mecánica fiable a largo plazo. (28)

Como ya viene siendo habitual en multitud de estudios, el éxito clínico ha sido claro, existiendo una mejoría clínica significativa ( $p=0,000$ ) según un aumento de 20 puntos o más en la escala Harris Hip Score, con un aumento medio de 43 puntos. Tan solo uno de los pacientes no ha conseguido esta mejoría, el cual ya hemos comentado con la inestabilidad radiológica.

En otros estudios se encuentra una relación significativa entre el tipo de defecto y el fracaso posterior. En nuestro caso, no hemos hallado resultados estadísticamente significativos. Pero, en el caso del tipo IIIA de Paprosky, vemos una asociación significativa ( $p=0,029$ ) con la inestabilidad radiológica, que puede ser atribuida al limitado contacto implante-hueso nativo, y a la resorción parcial del injerto óseo, todo ello favorecedor de micromovimiento en la interfase hueso-implante, lo cual favorece la formación de fibrosis en lugar de la fijación ósea. Igualmente, la asociación con el diagnóstico del fracaso protésico no es significativa, pero la mayoría de las caderas con estabilidad radiológica incompleta (9/10) presentaron aflojamiento aséptico como causa de la revisión. Podría considerarse que la pobre calidad ósea del hueso residual, a menudo con sinovitis inflamatoria reactiva y osteopenia local, es un factor que puede limitar el crecimiento óseo sobre el nuevo implante y comprometer la estabilidad radiológica completa.

La mayoría de los defectos eran extensos, del tipo IIIA y IIIB de Paprosky (87%),

por lo tanto, con los resultados satisfactorios, podemos decir que el uso de metal trabecular en la reconstrucción de defectos acetabulares severos tras fracaso protésico confiere una estabilidad mecánica a los 42 meses de seguimiento en la mayoría de los casos.

Las limitaciones principales de este estudio son el carácter retrospectivo con poco número de pacientes, debido a que es una técnica utilizada solamente en un perfil de paciente muy concreto con defectos acetabulares masivos. Por otra parte, el tiempo de seguimiento no es muy largo, aunque sí suficiente para proporcionar información sobre los buenos resultados obtenidos a corto y medio plazo de la reconstrucción acetabular con defectos óseos masivos, ya que la reconstrucción de la estabilidad pélvica es el objetivo primario y se consigue en los primeros meses. Desde el punto de vista radiológico, el estudio TAC permitiría cuantificar de forma más fiable la extensión y magnitud de las radiolucencias y la falta de fijación del implante. Pero esta técnica no estaba disponible en la mayoría de nuestros pacientes, por lo que las valoraciones radiográficas permiten cuantificar los defectos únicamente en 2 planos. Por otro lado, los resultados observados son similares a los publicados que tienen limitaciones parecidas a nuestro estudio.

El uso de metal trabecular para la reconstrucción de cadera ha demostrado buenos resultados. Principalmente se ha estudiado el uso de tantalio altamente poroso por ser el primero en aparecer, como hacemos en nuestro estudio. Actualmente se está empezando a estudiar el uso del titanio altamente poroso que se consigue mediante una tecnología aditiva con reconstrucción en 3D. Los resultados preliminares a corto plazo son similares a la utilización del tantalio. Esta similitud de resultados puede ser debida al propio concepto de porosidad que confiere una mayor estabilidad al implante gracias a la gran integración ósea que proporciona, a la forma anatómica y a la microestructura que los compone. Además de transmitir las cargas de forma más homogénea, tienen un alto coeficiente de fricción y una elasticidad cercana al hueso.

(29)

## Conclusiones

1- Los componentes acetabulares y aumentos de metal trabecular proporcionan una estabilidad mecánica primaria al implante en defectos acetabulares severos.

2- Los componentes de metal trabecular de tantalio altamente poroso son una técnica fiable para la revisión de la artroplastia de cadera con defectos óseos extensos (tipo II y III de la clasificación de Paprosky).

3- Los suplementos de metal trabecular favorecen la integración biológica y aseguran una supervivencia del implante a largo plazo en la mayoría de los pacientes.

4- La ausencia de resorción de los aumentos y cotilos de metal trabecular, protege al injerto óseo de cargas precoces que podrían inducir a su resorción, y favorecen así su integración y estabilidad radiológica.

5- Los componentes acetabulares de metal trabecular son una opción muy versátil, ya que, combinando diversos tamaños de copas y aumentos, junto a sus propiedades intrínsecas se consigue la reconstrucción de variedad de defectos óseos.

6- El uso de este tipo de prótesis confiere una mejoría clínica considerable en la mayoría de los pacientes.

7- La estabilidad radiológica incompleta no condiciona el fracaso protésico, produciéndose una resorción progresiva que confiere estabilidad.

8- El tipo de fracaso de la prótesis primaria no condiciona la estabilidad de la prótesis de revisión. Como tampoco lo hace la talla del implante y del aumento utilizados en la cirugía.



## Bibliografía

1. Ruano García L, Clavel Sainz M, Melendrer Montesinos E, Ubeda García F, García Novalbos A. Valoración Radiológica del Fracaso de las Prótesis Cervico-Cefálicas de Cadera en Fracturas de Cuello Femoral y Cirugía de Revisión. Rev. esp. cir. osteoartic. 1991; 151(51).
2. Kerboull M. Artroplastia total de cadera por vía transtrocantérica. EMC - Técnicas Quirúrgicas - Ortopedia y Traumatología. 2009; 1(1)(1-11).
3. Pagès-Bolíbar E, Iborra J, Cuxart A. Artroplastia de cadera. Rehabilitación (Madr). 2007; 41(280-289).
4. Sharma D, Kumar N, Mishra V, Howell F. Vascular injuries in total hip replacement arthroplasty: a review of the problem. Am J Orthop. 2003; 32(487-91).
5. Morrey B. Difficult complications after hip joint replacement. Dislocation. Clin Orthop Relat Res. 1997; 344(179-87).
6. Horwitz B, Rockowitz N, Goll S, Booth RJ, Balderston R, Rothman R, et al. A prospective randomized comparison of two surgical approaches to total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1993; 291(154-9).
7. Paprosky W, Perona P, Lawrence J. Acetabular defect classification and surgical reconstruction in revision arthroplasty: a 6-year follow-up evaluation. J Arthroplasty. 1994; 9(33-44).
8. Telleria J, Gee A. Classification in brief: Paprosky classification of acetabular bone loss. Clinical orthopaedics and related research. 2013; 471(11): p. 3725-3730.
9. Amstutz H, Ma S, Jinnah R, Mai L. Revision of aseptic loose total hip arthroplasties. Clin Orthop. 1982; 170(21).

10. Fraile Suari A. Reconstrucción acetabular con el sistema Cup-Cage para discontinuidades pélvicas y defectos acetabulares masivos. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2019.
11. Vanrusselt J, Vansevenant M, Vanderschueren G, Vanhoenacker F. Postoperative radiograph of the hip arthroplasty: what the radiologist should know. *Insights into Imaging.* 2015.
12. DeLee J, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop.* 1976; 121(20).
13. Harris W. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg (Am).* 1969; 51-A(737-755).
14. Sporer S, Paprosky W. The Use of a Trabecular Metal Acetabular Component and Trabecular Metal Augment for Severe Acetabular Defects. *J Arthroplasty.* 2006; 21 (6 SUPPL.)(83-86).
15. Jafari S, Bender B, Coyle C, et al. Do tantalum and titanium cups show similar results in revision hip arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res.* 2010; 468(459).
16. Unger A, Lewis R, Gruen T. Evaluation of a porous tantalum uncemented acetabular cup in revision total hip arthroplasty: clinical and radiological results of 60 hips. *J Arthroplasty.* 2005; 20(1002).
17. Hacking S, Bobyn J, Toh K, et al. Fibrous tissue ingrowth and attachment to porous tantalum. *J Biomed Mater Res.* 2000; 52(631).
18. Jenkins D, Odland A, Sierra R, Hanssen A, Lewallen D. Minimum five-year outcomes with porous tantalum acetabular cup and augment construct

- in complex revision total hio arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Am)*. 2017; 99-A(49).
19. Eachempati K, Malhotra R, Pichai S, al e. Results of trabecular metal augments in Paprosky IIIA and IIIB defects. *Bone Joint J*. 2018; 100-B(903-908).
  20. Whitehouse M, Masri B, Duncan C, Garbuz D. Continued good results with modular trabecular metal augments for acetabular defects in hip arthroplasty at 7 to 11 years. *Clin Orthop Relat Res*. 2015; 473(521-527).
  21. Beckmann N, Weiss S, Klotz M, Gondan M, jaeger S, Bitsch R. Loosening after acetabular revision: comparison of trabecular metal and reeinforcement rings. A systematic review. *J Arthroplasty*. 2014;(1): p. 229-235.
  22. Davies J, Laflamme Y, Delisle J, Fernandes J. Trabecular Metal Used for Major Bone Loss in Acetabular Hip Revision. *J Arthroplasty*. 2011; 26(8): p. 1245-1250.
  23. Beckmann N, Bitsch R, Gondan M, Schonhoff M, Jaeger S. Comparison of the stability of three fixation techniques between porous metal acetabular components and augments. *Bone Joint Res*. 2018; 7: p. 282-288.
  24. Kim W, Greidanus N, Duncan C, et al. Porous tantalum uncemented acetabular shells in revision total hip replacement: two- to four-year clinical and radiographic results. *Hip Int*. 2008; 18(17).
  25. Theil C, Schmidt-Braekling T, Gosheger G, Moellenbeck B, Schwarze J, Dieckmann R. A single centre study of 41 cases on the use of porous tantalum metal implants in acetabular revision surgery. *BMC Musculoskel Dis*. 2019; 20(238).

26. Macheras G, Lepetsos M, Leonidou A, Anastasopoulos P, Galanakis S, Poultsides L. Survivorship of a Porous Tantalum Monoblock Acetabular Component in Primary Hip Arthroplasty With a Mean Follow-Up of 18 Years. *J Arthroplasty*. 2017;(32): p. 3680-3684.
27. Abolghasemian M, Tangsataporn S, Sternheim A, Backstein D, Safir O, Gross A. Combined trabecular metal acetabular shell and augment for acetabular revision with substantial bone loss: A mid-term review. *J Bone Joint Surg - Series B*. 2013.
28. Abolghasemian M, Tangsaraporn S, Drexler M. The challenge of pelvic discontinuity: Cup-cage reconstruction does better than conventional cages in mid-term. *Bone Joint J*. 2014;(96-B): p. 195-200.
29. Malahias MA, Kostretzis L, Greenberg A, Nikolaou VS, Atrey A, Sculco PK. Highly Porous Titanium Acetabular Components in Primary and Revision Total Hip Arthroplasty: A Systematic Review. *J Arthroplasty*. 2020; 1(13).
30. Laflamme G, Alami G, Zhim F. Cement as a locking mechanism for screw heads in acetabular revision shells - a biomechanical analysis. *Hip Int*. 2008; 18(29).

## Anexos

### Anexo 1 – Harris Hip Score

<b>I. Dolor</b>	<b>44</b>
Ninguno o lo ignora	44
Suave, ocasional, no compromete actividades	40
Dolor leve, no efecto en actividades medias, raramente moderado dolor con actividades inusuales, cede tomando una aspirina	30
Dolor moderado, tolerable. Algunas limitaciones a la actividad ordinaria o trabajo. Puede necesitar ocasionalmente un fármaco más fuerte que la aspirina	20
Dolor marcado, limitación seria de actividades	10
Totalmente incapaz, dolor en la cama, postrado en la cama	0
<b>II. Función</b>	<b>47</b>
<b>A. Modo de andar</b>	<b>33</b>
1. Cojera	
Ninguna	11
Suave	8
Moderada	5
Severa	0
2. Apoyo	
Ninguno	11
Bastón para largos paseos	7
Bastón la mayor parte del tiempo	5
Una muleta	3
Dos bastones	2
Dos muletas	1
Incapaz de andar	0
<b>B. Actividades</b>	<b>14</b>
1. Escaleras	
Normalmente sin usar pasamanos	4
Normalmente usando pasamanos	2
De alguna manera	1
Imposible	0

2. Calcetines y zapatos	
Con facilidad	4
Con dificultad	2
Imposible	0
3. Sentarse	
Confortablemente en una silla durante una hora	5
En una silla alta durante media hora	3
Imposible sentarse confortablemente en una silla	0
4. Entrar en transporte público	1

### III. Ausencia de puntos de deformidad (4) son dados si el paciente demuestra

Menos de 30 grados de fijación de una contractura en flexión.

Menos de 10 grados de fijación de la aducción.

Menos de 10 grados de fijación.

Discrepancia en la longitud de la cojera menor de 3,2 cm.

### IV. Grado de movimiento (multiplicando los grados del movimiento por el índice apropiado)

#### A. Flexión

0-45°x1,0

15-90°x0,6

90-110°x0,3

#### B. Abducción

0-10°x0,8

15-20°x0,3

>20°x0

#### C. Rotación externa en extensión

0-15°x0,4

>15°x0

#### D. Rotación externa en alguna extensiónx0

#### E. Aducción 0-15°x0,2



Dña. María González Hínjos, Secretaria del CEIC Aragón (CEICA)

**CERTIFICA**

**1º.** Que el CEIC Aragón (CEICA) ha recibido y revisado la propuesta del Trabajo:

**Título: Reconstrucción de defectos acetabulares tras fracaso de prótesis de cadera con suplementos de metal trabecular.**

**Alumna: Vera Pérez Climent**

**Tutor: Juan José Panisello Sebastián**

**2º.** Considera que

- El proyecto no vulnera la legislación ni los principios éticos aplicables.
- El Tutor/Director garantiza el respeto a los principios éticos y legales, la confidencialidad de la información, la obtención del permiso para el acceso a los datos, el adecuado tratamiento de los datos en cumplimiento de la legislación vigente y la correcta utilización de los recursos materiales necesarios para su realización.

**3º.** Por lo que este CEIC **considera adecuada** la realización del trabajo en estas condiciones, siempre que el alumno no acceda a la historia clínica de los pacientes y obtenga los **datos pseudonimizados**.

Lo que firmo en Zaragoza

GONZALEZ  
HINJOS MARIA -  
DNI 03857456B

Firmado digitalmente  
por GONZALEZ HINJOS  
MARIA - DNI 03857456B  
Fecha: 2020.02.06  
10:23:28 +01'00'

María González Hínjos  
Secretaria del CEIC Aragón (CEICA)