



# **UNIVERSIDAD DE MURCIA**

## **FACULTAD DE MEDICINA**

**Análisis Retrospectivo de la Luxación de  
Artroplastia de Cadera en Base a la  
Experiencia de 1643 Casos Intervenidos en el  
Hospital General Universitario Santa Lucía de  
Cartagena en el Periodo 2010-2017**

**D. Francisco Cebrián Córdoba**  
2017



Facultad de Medicina

Programa de Doctorado

Anatomía Aplicada a la Clínica



“ANÁLISIS RETROSPECTIVO DE LA LUXACIÓN DE  
ARTROPLASTIA DE CADERA EN BASE A LA  
EXPERIENCIA DE 1643 CASOS INTERVENIDOS EN EL  
HOSPITAL GENERAL UNIVERSITARIO SANTA LUCÍA DE  
CARTAGENA EN EL PERIODO 2010-2017”

Memoria que presenta **D. FRANCISCO CEBRIÁN CÓRDOBA** para optar al grado de Doctor en Medicina y Cirugía.

DIRECTORES:

- D. MIGUEL ÁNGEL FERNÁNDEZ-VILLACAÑAS MARÍN
- D. JOSÉ PABLO PUERTAS GARCÍA-SANDOVAL
- D. JUAN ÁNGEL FERNÁNDEZ HERNÁNDEZ

Murcia, 27 de Abril de 2017



En memoria de mi padre y mi abuelo, las  
personas a las que más ilusión les haría esta meta



## **AGRADECIMIENTOS**

La presente Tesis Doctoral, el título académico de más alto rango, no representa meramente un mérito valedero para la obtención de los puntos necesarios para ocupar un puesto más aventajado en las Bolsas de Trabajo del Servicio Sanitario y así aspirar a vivir con cierta estabilidad y abrir las puertas a mejores condiciones laborales. Para mí significa el colofón obligado a un camino de 30 años de dedicación a los estudios y la formación (desde que empezara la educación primaria), una barrera psicológica para abrir nuevos horizontes y en caso de no terminarla, una espina clavada...

Por tanto he de agradecer a mis padres y mi hermana los valores que me han inculcado. Su confianza ciega en mi capacidad para alcanzar cualquier objetivo, aunque a veces me queje de que se asuman con tanta normalidad las metas conseguidas...

Gratitud infinita a los profesores que me han sabido estimular y transmitir la importancia del trabajo bien hecho.

Agradecer su buen hacer a mis compañeros de Murcia y Cartagena. Sin su dedicación y profesionalidad, este trabajo hubiera sido imposible...

Y por supuesto a Isabel, la persona que ha estado a mi lado, apoyándome y soportando el encierro...MIL GRACIAS.



## **RESUMEN**

**OBJETIVOS:** La propuesta del estudio consiste en analizar la prevalencia de la luxación en prótesis de cadera (primaria y de revisión) con el fin de identificar los factores de riesgo y optimizar el tratamiento.

**MÉTODOS:** El estudio incluye una muestra de 61 pacientes con luxación de cadera entre un total de 1643 cirugías protésicas realizadas entre enero de 2010 y marzo de 2017 en el Hospital Universitario Santa Lucía de Cartagena, Murcia. Los casos de luxación de artroplastia primaria de cadera y un grupo control fueron comparados según características clínicas, radiológicas y relacionadas con la técnica quirúrgica empleada.

**RESULTADOS:** la tasa de luxación tras artroplastia de cadera fue de 3,7% (61/1643) y la tasa de recidiva tras un primer episodio fue del 39%. La edad avanzada, el Índice de Masa Corporal(IMC), el tamaño de las cabezas femorales implantadas, la vía de abordaje, la experiencia del cirujano y la orientación acetabular se asociaron con mayor incidencia de dislocación en artroplastia primaria de cadera.

**CONCLUSIÓN:** Resulta esencial el conocimiento de factores de riesgo clínicos y quirúrgicos en la prevención de la luxación como complicación tras la cirugía protésica de cadera. Se justifica la necesidad de crear unidades asistenciales especializadas para su mejor manejo y control.

**Palabras Clave:** Luxación; prótesis de cadera; tratamiento; prevención.



## **ABSTRACT**

**Objective:** The aim of this study was to analyze the setting for dislocations after primary and revision total hip arthroplasty (THA), identify risk factors and optimize treatment.

**Methods:** This study included 61 patients with a dislocated hip following THA (n=1643) between 2010 and 2017 in the Hospital Universitario Santa Lucía of Cartagena, Murcia. The patients with primary THA dislocated in the study group and a control group were followed both clinically and radiologically and their treatment charts was evaluated.

**Results:** The dislocation rate after primary THA was 3,7% (61/1643) and the redislocation rate after a first occurrence was as high as 39%.

Elderly patients, as well as the Corporal Mass Index, diameter of femoral heads, surgical approach, surgeon's experience and the orientation of the acetabular cup was associated with a higher incidence of dislocations in primary total hip arthroplasty.

**Conclusion:** The knowledge of clinical and surgical risk factors are essential in the prevention of dislocation as a complication after prosthetic hip surgery. It is necessary to create specialized assistance units for better management and control.

**Key words:** Dislocation; hip arthroplasty; treatment; prevention



## Índice de Contenidos

1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1. RECUERDO HISTÓRICO DE LA CIRUGÍA PROTÉSICA DE LA CADERA....	1
1.2. ESTADO ACTUAL DE LA TÉCNICA .....	4
1.3. LUXACIÓN DE PRÓTESIS DE CADERA. IMPORTANCIA .....	5
1.4. SITUACIÓN ACTUAL DEL TEMA .....	9
1.5. FACTORES DE RIESGO ASOCIADOS A LA LUXACIÓN PROTÉSICA.....	10
1.5.A- FACTORES RELACIONADOS CON EL PACIENTE .....	11
1.5.B- FACTORES RELACIONADOS CON LA TÉCNICA QUIRÚRGICA .....	15
1.5.C- FACTORES RELACIONADOS CON EL DISEÑO DEL IMPLANTE .....	22
1.5. D- FACTORES RELACIONADOS CON EL TRATAMIENTO POSTOPERATORIO.....	26
1.5.E. Factores de riesgo para la luxación tardía.....	27
1.5.F. Factores de riesgo para la recidiva de la luxación .....	28
1.6. DIAGNÓSTICO DE LA LUXACIÓN DE CADERA .....	28
1.7. CLASIFICACIÓN DE LA LUXACIÓN PROTÉSICA.....	31
1.8. PREVENCIÓN DE LA LUXACIÓN PROTESICA .....	33
1.8.A. Medidas prequirúrgicas .....	33
1.8.B. Medidas intraoperatorias .....	35
1.8.C. Medidas postquirúrgicas.....	41
1.9. MANEJO TERAPÉUTICO.....	41
1.9.A. TRATAMIENTO NO QUIRÚRGICO.....	43
1.9.B. EVALUACIÓN DE LA PRÓTESIS DE CADERA INESTABLE .....	46
1.9.C. TRATAMIENTO QUIRÚRGICO .....	53
2. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO Y OBJETIVOS.....	80
3. HIPÓTESIS DE TRABAJO .....	81
4. MATERIAL Y MÉTODOS .....	83
4.1. POBLACIÓN Y MUESTRA.....	83
4.2. CRITERIOS DE INCLUSIÓN.....	84
4.3. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN .....	85
4.4. DESCRIPCIÓN DE LAS VARIABLES RECOGIDAS .....	86
4.4.1. Factores relacionados con el paciente:.....	86
4.4.2. Variables clínicas: .....	89
4.4.3. Factores relacionados con el diseño del implante:.....	90
4.4.4. Factores relacionados con la técnica quirúrgica: .....	93

4.5.	PROCEDIMIENTOS DIAGNÓSTICOS Y TÉCNICA QUIRÚRGICA .....	97
4.5.1.	Procedimientos diagnósticos .....	97
4.5.2.	Técnica Quirúrgica.....	98
4.6.	ANÁLISIS ESTADÍSTICO .....	102
5.	RESULTADOS .....	105
5.1.	DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA (CASOS DE LUXACIÓN) .....	105
5.2.	TRATAMIENTO APLICADO EN LOS EPISODIOS DE LUXACIÓN .....	107
5.3.	ANÁLISIS DE CASOS Y CONTROLES .....	109
5.3.1.	Factores relacionados con el paciente .....	109
5.3.2.	Factores relacionados con la técnica quirúrgica .....	113
5.4.	RESUMEN DE RESULTADOS.....	117
6.	DISCUSIÓN.....	121
6.1.	Discusión sobre la incidencia de luxación protésica .....	121
6.2.	Discusión sobre factores relacionados con el paciente .....	124
6.3.	Discusión sobre los factores relacionados con la cirugía .....	127
6.3.1.	DISCUSIÓN ZONA SEGURA .....	129
6.4.	Discusión sobre el manejo terapéutico.....	135
6.5.	Resumen de discusión .....	138
6.6.	Limitaciones del estudio.....	143
7.	CONCLUSIONES .....	146
8.	BIBLIOGRAFÍA .....	148
9.	ANEXOS .....	162
9.1.	Índice de abreviaturas.....	162
9.2.	Índice de Tablas.....	162

## Índice de Figuras

<b>Figura 1:</b> Cúpula de Vitalium Smith-Petersen .....	2
<b>Figura 2:</b> Diseño de prótesis de Philip Wiles .....	2
<b>Figura 3:</b> Prótesis de Fred Thompson y A.T. Moore.....	2
<b>Figura 4:</b> Prótesis original de los hermanos Judet de material Acrílico .....	3
<b>Figura 5:</b> Prótesis de McKnee-Farrar y prótesis de Ring.....	3
<b>Figura 6:</b> Dibujo prótesis de cadera.....	4
<b>Figura 7:</b> Componentes de una prótesis total de cadera.....	5
<b>Figura 8:</b> Inclinación y anteversión del componente acetabular .....	18
<b>Figura 9:</b> Anteversión del componente femoral.....	19
<b>Figura 10:</b> Relación Desplazamiento requerido para luxación-Ángulo de abducción acetabular según tamaño de cabeza femoral .....	22
<b>Figura 11:</b> Medición del offset femoral.....	25
<b>Figura 12:</b> Diseño de inserto acetabular con borde elevado y estándar.....	25
<b>Figura 13:</b> Imágenes radiológicas de luxación protésica.....	29
<b>Figura 14:</b> Valoración de la orientación acetabular mediante TC.....	30
<b>Figura 15:</b> Plantillas de planificación prequirúrgica.....	35
<b>Figura 16:</b> Detalle de re inserción tendinosa.....	36
<b>Figura 17:</b> Medición de inclinación acetabular en radiografía AP de pelvis .....	37
<b>Figura 18:</b> Medición de anteversión acetabular en radiografía AP de pelvis.....	37
<b>Figura 19:</b> Medición de anteversión acetabular en proyección Crosstable de cadera.....	38
<b>Figura 20:</b> Ejemplo de Impingement hueso-hueso entre trocánter y pelvis.....	39
<b>Figura 21:</b> Ejemplo de Impingement hueso-hueso entre trocánter y pelvis .....	40
<b>Figura 22:</b> Medidas posturales.....	41
<b>Figura 23:</b> Maniobras de reducción cerrada.....	43
<b>Figura 24:</b> Zona de Seguridad .....	49
<b>Figura 25:</b> Medición de la anteversión femoral mediante RX en proyección Crosstable .....	51
<b>Figura 26:</b> Tipos de Impingement .....	52
<b>Figura 27:</b> Esquema manejo quirúrgico .....	55
<b>Figura 28:</b> Elementos modulares .....	55
<b>Figura 29:</b> Diversidad de combinaciones .....	57
<b>Figura 30:</b> Polietileno con borde elevado .....	58
<b>Figura 31:</b> Suplemento de polietileno.....	58
<b>Figura 32:</b> Diseños de inserto.....	59
<b>Figura 33:</b> Diseño y ensamblaje de cotilo constreñido .....	60

<b>Figura 34:</b> Cotilo Tripolar constreñido .....	63
<b>Figura 35:</b> Sistemas de doble movilidad .....	64
<b>Figura 36:</b> Aumento del rango de movimiento por el aumento del tamaño de la cabeza femoral (izquierda) y por el cambio de geometría del cuello (derecha) de circular a trapezoidal .....	68
<b>Figura 37:</b> Cabezas femorales .....	69
<b>Figura 38:</b> Mecanismos de choque y frecuencia de impingement según diámetro de cabeza femoral .....	70
<b>Figura 39:</b> Impingement infraacetabular .....	72
<b>Figura 40:</b> Placas de fijación trocantérea y resultado radiográfico .....	74
<b>Figura 41:</b> Artroplastia de resección de Girdlestone .....	77
<b>Figura 42:</b> Gráfico. Distribución por Género .....	86
<b>Figura 43:</b> Gráfico. Distribución por Edad .....	87
<b>Figura 44:</b> Gráfico. Distribución por Diagnóstico inicial.....	88
<b>Figura 45:</b> Gráfico. Clasificación temporal .....	89
<b>Figura 46:</b> Gráfico. Distribución por Tipo de cirugía previa .....	91
<b>Figura 47:</b> Gráfico. Distribución por Tribología.....	91
<b>Figura 48:</b> Gráfico. Distribución por Tamaño de cabeza femoral .....	92
<b>Figura 49:</b> Gráfico. Distribución por Vía de abordaje.....	93
<b>Figura 50 :</b> Gráfico. Distribución Medición de inclinación acetabular en RX AP de pelvis .....	94
<b>Figura 51:</b> Medición de anteversión acetabular en radiografía AP de pelvis .....	94
<b>Figura 52:</b> Posicionador tipo Exeter .....	98
<b>Figura 53:</b> Protección del paciente .....	98
<b>Figura 54:</b> Abordaje posterior. Plano intermuscular y exposición ósea .....	99
<b>Figura 55:</b> Abordaje lateral .....	100
<b>Figura 56:</b> Gráfico. Evolución de la incidencia .....	105
<b>Figura 57:</b> Algoritmo de tratamiento en cotilos fijos .....	137

## Índice de Tablas

<b>Tabla 1:</b> Resumen Características clínicas de la Muestra .....	106
<b>Tabla 2:</b> Resumen Características quirúrgicas de la Muestra .....	107
<b>Tabla 3:</b> Resumen Tratamiento de la luxación protésica.....	108
<b>Tabla 4:</b> CARACTERÍSTICAS CLÍNICAS Grupos (Casos y Controles).....	109
<b>Tabla 5:</b> Comparación de frecuencias (Edad) .....	110
<b>Tabla 6:</b> Comparación de frecuencias (Género) .....	110
<b>Tabla 7:</b> Comparación de frecuencias (IMC).....	110
<b>Tabla 8:</b> Comparación de frecuencias (Diagnóstico).....	111
<b>Tabla 9:</b> Comparación de frecuencias (Fractura).....	111
<b>Tabla 10:</b> Comparación de frecuencias (Disfunción cognitivo-motora) .....	112
<b>Tabla 11:</b> Comparación de frecuencias (Lateralidad) .....	112
<b>Tabla 12:</b> Comparación de frecuencias (ASA Score) .....	112
<b>Tabla 13:</b> CARACTERÍSTICAS QUIRÚRGICAS Grupos (Casos y Controles) .....	113
<b>Tabla 14:</b> Comparación de frecuencias (Grupo de trabajo).....	113
<b>Tabla 15:</b> Comparación de frecuencias (Tamaño de cabeza femoral).....	114
<b>Tabla 16:</b> Comparación de frecuencias (Vía de abordaje) .....	115
<b>Tabla 17:</b> Comparación de frecuencias (Abducción del cotilo).....	115
<b>Tabla 18:</b> Comparación de frecuencias (Anteversión del cotilo) .....	115
<b>Tabla 19:</b> Comparación de frecuencias (Zona Segura).....	116
<b>Tabla 20:</b> Comparación de frecuencias (Poliétileno con ceja antiluxante).....	116
<b>Tabla 21:</b> Factores de Riesgo demostrados mediante análisis de contraste de medias .....	117
<b>Tabla 22:</b> Factores de Riesgo demostrados mediante análisis univariado .....	117
<b>Tabla 23:</b> Factores de Riesgo demostrados mediante análisis univariado .....	117
<b>Tabla 24:</b> Resumen de medidas preventivas con efectividad demostrada .....	142
<b>Tabla 25: Anexo:</b> Variables Clínicas .....	163
<b>Tabla 26: Anexo:</b> Variables Quirúrgicas.....	164
<b>Tabla 27: Anexo:</b> Clasificación ASA.....	166



# 1. INTRODUCCIÓN

## 1.1. RECUERDO HISTÓRICO DE LA CIRUGÍA PROTÉSICA DE LA CADERA

Actualmente, la cirugía supone la última etapa del abordaje terapéutico en la patología de la cadera. En este punto existen varias opciones, desde osteotomías pélvicas y femorales para corregir alteraciones biomecánicas, hasta artroplastias parciales o las denominadas de superficie, indicadas en pacientes jóvenes y con mayor exigencia funcional. No obstante, el tratamiento quirúrgico más aceptado es la artroplastia total de cadera (ATC). Está comprobado que este procedimiento es el que en mayor medida consigue alcanzar los objetivos de alivio sintomático y mejora funcional a corto y medio plazo e incluso logra mantenerlos durante largos periodos de tiempo. El nivel de satisfacción del paciente tras una Prótesis Total de Cadera (PTC) alcanza su máximo entre los 2 y 5 años, pero mantiene niveles de hasta el 90% a los 15 años en algunas series<sup>1,2</sup>.

Podría decirse que la ATC tiene su origen a principios del siglo XX, cuando se popularizó la interposición entre las superficies articulares dañadas de la cadera de materiales orgánicos o biológicos, tales como metal, tejidos blandos periarticulares o injertos de fascia lata. Jones empleó en el año 1912 una lámina de oro previamente contorneada como recubrimiento para la cabeza femoral y en 1915 Murphy describe la interposición de tejidos blandos, ambos con resultados poco alentadores a corto y medio plazo<sup>3</sup>. Más prometedores fueron los obtenidos por Smith-Petersen, quien en 1923, dio lugar el concepto de artroplastia moldeada, adaptando a las superficies articulares un recubrimiento de cristal que se interponía entre fémur y acetábulo (Fig.1). Tras incorporar materiales más duraderos como el Vitallium®, empleado por primera vez por Venable en 1937, esta idea se convirtió en el estándar de artroplastia de cadera hasta la llegada del concepto moderno de la misma<sup>4</sup>.

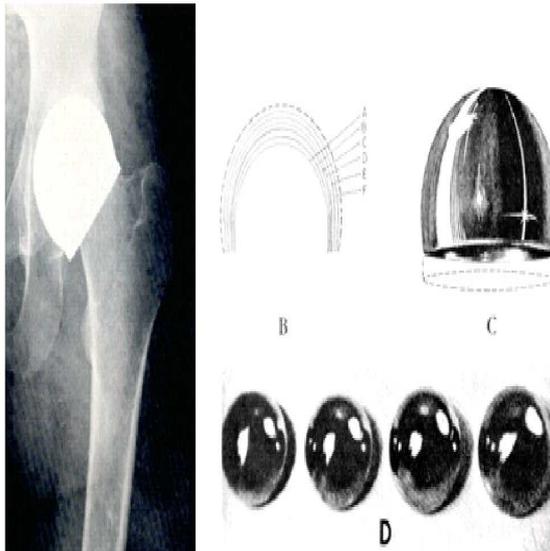


Fig. 1 Cúpula de Vitalium Smith-Petersen<sup>3</sup>



Fig. 2 Diseño de prótesis de Philip Wiles<sup>3</sup>

El paso siguiente fueron las endoprótesis que comenzaron a usarse a mediados del pasado siglo. Los hermanos Judet hicieron uso de una cabeza femoral acrílica obteniendo unos resultados pésimos (Fig.4). Thompson y Moore avanzaron en esta idea y utilizaron endoprótesis metálicas que colocaban a nivel femoral, tras realizar una osteotomía proximal. Este tipo de implantes aún se emplean para el tratamiento de casos seleccionados de fracturas de cadera en pacientes de edad muy avanzada. Los problemas derivados de la ausencia de un componente acetabular trataron de solventarse introduciendo una cúpula metálica, como en las ATC diseñadas por McKee o Ring, lo que a su vez generó problemas de metalosis y aflojamiento<sup>5,6,7</sup>.



Fig. 3 Prótesis de Fred Thompson y A.T. Moore<sup>3</sup>

Fig. 4 Prótesis de Judet<sub>3</sub>Fig. 5 Prótesis de McKnee-Farrar y prótesis de Ring<sub>3</sub>

Durante la segunda mitad del siglo XX, Charnley,<sup>8</sup> considerado pionero en el desarrollo de la ATC moderna, trató de solucionar los problemas inherentes a los modelos previos. Para ello realizó avances técnicos basados en el empleo de un vástago femoral con una cabeza de diámetro mínimo (22mm) y un componente acetabular de plástico con espesor máximo. Los inicios no fueron fáciles. El empleo inicial del Teflón® acetabular y acero a nivel femoral arrojaron unas cifras de desgaste dramáticas dando lugar a las primeras lesiones osteolíticas e importantes granulomas, como parte de lo que posteriormente se conocería como enfermedad por partículas de desgaste. Posteriormente, el mismo Charnley<sup>9</sup> sustituyó el Teflón que le había dado problemas a nivel acetabular por polietileno (PE) de alto peso molecular (HMWPE), avanzando en el concepto de artroplastia de baja fricción. Su intento consistía en minimizar las fuerzas relativas sobre la cadera, medializando el cotilo y lateralizando la musculatura del trocánter mayor mediante osteotomía del mismo. Todo ello unido a una adecuada cementación de los componentes, permitió al autor publicar resultados realmente positivos en 1972.<sup>10</sup>

## 1.2. ESTADO ACTUAL DE LA TÉCNICA

El concepto implementado por el cirujano británico Charnley ha servido de base para el desarrollo de los modelos actuales de ATC. La osteotomía trocantérea se ha ido abandonando, salvo en ciertas indicaciones, ya que su objetivo se logra con la modularidad de los implantes, sin los problemas de falta de consolidación y morbilidad que suponía. De otro modo, se han ido incorporando teóricos avances sobre el concepto original, como superficies porosas con recubrimiento de Hidroxiapatita (HA), fijación con tornillos, nuevas aleaciones metálicas o nuevos polietilenos.

Actualmente el concepto de Artroplastia de Baja Fricción sigue siendo el patrón oro de las ATC con el que se comparan las distintas actualizaciones. Constituye la técnica electiva para el millón y medio de pacientes con coxartrosis que reciben anualmente este tratamiento en todo el mundo, y se espera que dicha cifra siga en aumento, en la medida en que se van modificando las características socio-económicas y aumenta la esperanza de vida. De hecho, se estima que en Estados Unidos, el número de intervenciones de este tipo se incremente en un 172% para el año 2030, hasta alcanzar las 572.000 cirugías anuales. En España, más de 200.000 pacientes fueron operados entre 2001 y 2010. La incidencia se ha incrementado de 99 a 105 intervenciones por 100.000 pacientes y año.

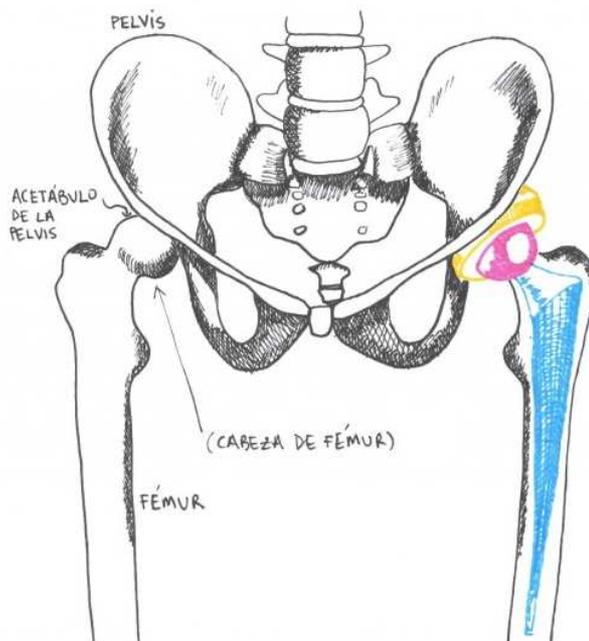


Fig.6 Prótesis de Cadera izquierda<sup>11</sup>

### 1.3. LUXACIÓN DE PRÓTESIS DE CADERA. IMPORTANCIA

Es la complicación más frecuentemente registrada en los primeros 90 días de la ATC<sup>11</sup>. Si entre 1975 y 2005 fue la segunda causa más frecuente de reintervención de la ATC, situándose entre el 11 y el 15% de todas las reintervenciones<sup>12</sup>, en el período 2005-2006 alcanzó el dudoso honor de ser la primera causa de reintervención, con un 22,5% de las mismas.<sup>13</sup> En un centro de referencia, que recibe las ATC que precisan cirugía de revisión, las reintervenciones secundarias a luxación, supusieron el 9% del total entre los años 1986 y 1991, creciendo hasta el 35% entre 1992 y 1995 y hasta el 42% entre 1997 y 2001, representando casi la mitad de todas las reintervenciones.

La mortalidad de los pacientes que sufren una o varias luxaciones de su ATC es significativamente mayor ( $p = 0,001$ ) que los pacientes con una ATC estable, siendo así tanto en mujeres ( $p = 0,002$ ) como en hombres ( $p = 0,02$ ), y en lo referido a pacientes con artritis reumatoide ( $p = 0,008$ ) o en pacientes con ATC secundarias a fracturas de cadera ( $p = 0,03$ ).

El coste económico de esta complicación, cuando se resuelve mediante una reducción cerrada, supone un incremento entre el 10 y el 20% de lo que cuesta una ATC primaria, en tanto que la revisión de una ATC inestable supone una elevación del coste del 150% en comparación con la ATC primaria<sup>14</sup>.

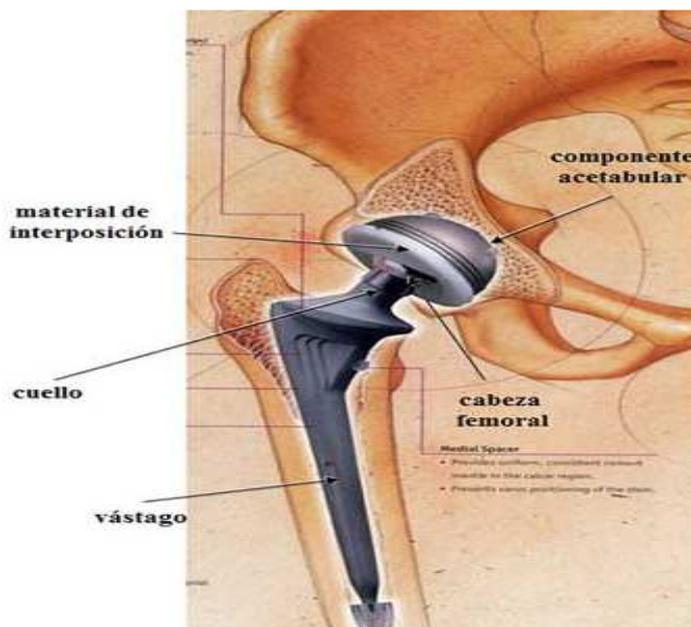


Fig.7 Componentes de una Prótesis de Cadera<sup>12</sup>

Conviene definir acertadamente entre los conceptos de “luxación” e “inestabilidad o subluxación”, que son empleados a veces indistintamente de forma errónea. La luxación es la pérdida completa de contacto y relación entre las superficies articulares. La fuerza actuante sobrepasa la resistencia ofrecida por la morfología articular y la restricción de las partes blandas circundantes derivado de un exceso del rango de movimiento donde dichas superficies permanecen en íntima relación. Como en las articulaciones normales, puede deberse a un episodio traumático que dispense una gran violencia o, como es la norma en el caso que nos ocupa, ser la culminación de un estado de inestabilidad de la artroplastia, con episodio(s) previo(s) de subluxación potencialmente luxable, aunque no acabe luxándose completamente nunca, o abocada a una luxación recurrente, secundaria más a las condiciones de inestabilidad que a la fuerza aplicada. A su vez, la subluxación se ha definido como cualquier sensación de dislocación incompleta. Puede ocurrir con la cadera en flexión mayor de 90º, con o sin rotación interna y la rodilla más alta que la cadera en el plano transversal, o con la cadera en hiperextensión, con o sin rotación externa, la rodilla en extensión y el pie por detrás de la cadera en el plano frontal.<sup>15</sup> Esta situación, que puede presentarse en actividades de la vida cotidiana y no necesita de situaciones excepcionales o extremas para que ocurra, es sincopal y transitoria, y la restitución a la total normalidad después de ella es la norma. Algunos autores<sup>16</sup> refieren que frente a una tasa de luxación del 9% de las ATC se puede presentar un cierto grado de inestabilidad en el 22,5%. En pacientes en los que se ha practicado una anestesia epidural ha podido detectarse radiológicamente una inestabilidad axial y subluxación de la prótesis en un 3% de los casos dentro de los 6 primeros meses después de la intervención. Un 7% de esas subluxaciones terminó en una luxación.

Ciñéndonos a la luxación, el primer episodio sobreviene en el 26% más allá de los dos años postoperatorios, dilatándose este plazo más de 5 años en el 0,8% de los casos. <sup>17, 18</sup>

Algunos autores invocan como causa de esa inestabilidad «tardía» el progresivo desgaste del polietileno del núcleo acetabular,<sup>20</sup> pero probablemente ese no es el único motivo, debiéndose añadir como razones, al menos coadyuvantes, la disminución de la tensión de las partes blandas y del tono

muscular y las modificaciones de postura, coordinación y equilibrio que experimentan los pacientes con el paso del tiempo.

El riesgo acumulado de primera luxación es del 2,2% en un año, 3% en 5 años, 3,8% a 10 años y 6% a 20 años.<sup>21</sup> La recurrencia es del 60% de las luxaciones de ATC primarias, y el 70% de las luxaciones post revisión.<sup>21</sup>

La dislocación de la artroplastia total de cadera es un problema que deja a un paciente con sensación de inestabilidad de la cadera, un cirujano con una reputación empañada y un sistema de atención médica que está expuesto a costos adicionales considerables. La determinación de la verdadera prevalencia de la luxación postoperatoria es difícil debido a factores variables de pacientes, quirúrgicos e implantes. La mayoría de los informes de los centros académicos de alto volumen sugieren que esta complicación ocurre en el 0,3 al 3% de los pacientes.<sup>22</sup>

La incidencia de la luxación en las ATC oscila entre el 0,5 y 9,2% en las series históricas. El problema es la heterogeneidad de las muestras poblacionales y del diseño de los diferentes estudios que, por ejemplo, pueden referirse solamente a artroplastias primarias o contabilizar conjuntamente las luxaciones consecutivas a ATC primarias y a revisiones.<sup>23,24</sup> En una serie de ATC cementadas de baja fricción de un grupo español<sup>25</sup>, se registró una incidencia del 2,97%. De ellas un 33% fueron atribuidas a la malposición de los componentes, un 34% a la insuficiencia de las partes blandas, un 26% a una combinación de ambos factores y el 7% restante a causas imprecisas, «postural» o «positional» tal como la denominó el grupo de estudio de Dorr al postular su clasificación etiológica. Esta complicación a la que frecuentemente se enfrenta el ortopedista tiene una gran morbilidad así como un costo económico más elevado. La mayoría de los pacientes que presentan estos problemas requieren ingresar al hospital para una o más reducciones cerradas y en ocasiones necesitan de cirugía de revisión. En el trabajo de Sánchez-Sotelo et al encontraron que el costo de una ATC primaria aumenta 27% cuando la reducción cerrada es exitosa y 148% cuando se requiere de una cirugía de revisión.<sup>26</sup>

En series recientes se observan también oscilaciones con una cierta disminución de la tasa de luxaciones cifrándola entre el 2,5 y el 3,9%.<sup>27</sup> En una serie española, en ATC no cementadas, la tasa de luxaciones observada fue del 2,8%.<sup>28</sup> Parece obvio que el porcentaje de luxaciones sea significativamente mayor tras la cirugía de revisión que después de ATC primarias. En un trabajo con nivel II de EC, la tasa de luxaciones fue del 3,1% en la cirugía primaria y del 8,4% en revisiones. Si esta cirugía de revisión se debía a una infección de la prótesis, la incidencia se multiplicaba por 4.<sup>29,30</sup>

La prevalencia de la luxación de cadera en la artroplastia primaria varía, según las distintas estadísticas, entre 0,3% y 10%.<sup>31,32,33,34</sup> Las instituciones con alto entrenamiento en estas cirugías informan una prevalencia de 2% a 3%. En las cirugías de revisión este porcentaje aumenta a 8,4-25%.

La luxación protésica se produce, en general, en los primeros meses de la cirugía; la mayoría de los autores informan entre 50% y 75% de incidencia en esta etapa.<sup>17,25,31,35,36,37</sup>

La inestabilidad hay que recordar que: a) no es un problema antes de la artroplastia, sino que aparece como consecuencia de ésta y que puede deberse a una técnica quirúrgica deficiente, al diseño del implante y/o al fallo en la fijación del mismo; b) produce una gran incapacidad y con frecuencia precisa cirugía adicional; c) de todos los procedimientos quirúrgicos realizados en la cadera, la reintervención por inestabilidad, probablemente, es la más impredecible en términos de satisfacción, tanto para el paciente como para el cirujano.<sup>20</sup>

La tasa de luxación tras ATC primaria con par metal-polietileno se encuentra normalmente entre un 3 y un 5%<sup>20,38</sup> aunque hay estudios en los que se ha encontrado una tasa de incidencia todavía mayor.<sup>39,40</sup> En este estudio con el sistema acetabular Trident® de cerámica, se ha encontrado una tasa de incidencia de luxación del 1,75%, menor que el de las series en las que se emplean pares convencionales, y en concordancia con el valor reflejado en el trabajo de Colwell CW Jr, et al., en el que el autor obtuvo una tasa de incidencia de luxaciones del 1,1% en una serie de 1.635 artroplastias con par cerámica-cerámica llevadas a cabo en un período de 9 años.<sup>41</sup>

#### 1.4. SITUACIÓN ACTUAL DEL TEMA

La artroplastia total de cadera (ATC) es uno de los procedimientos más exitosos y efectivos para mejorar el dolor y la funcionalidad de la cadera. Sin embargo esta cirugía, como todas, no está exenta de complicaciones tanto precoces como tardías. El principal problema es la duración limitada en el tiempo producida por complejas reacciones osteolíticas secundarias a estímulos macrofágicos determinados por las micropartículas generadas por el desgaste de los componentes protésicos, desgaste que depende de varios factores como son las características del paciente, la técnica empleada y la adecuada elección del implante. Dentro de las complicaciones precoces se sitúan la infección y la luxación como las más importantes, siendo ambas de difícil y compleja resolución. La luxación se produce con una frecuencia de entre el 0'3 % y 10% de las artroplastias primarias y hasta en el 28% de las artroplastias de revisión. <sup>44,45</sup>

El riesgo de luxación se ve influenciado por el abordaje quirúrgico, el diagnóstico que condiciona la artroplastia, por el abordaje y la técnica quirúrgica, por el tiempo de evolución de la artroplastia y por la situación general del paciente, por lo que podemos decir que la etiología de la luxación protésica es multifactorial pudiendo dividirse las causas en las derivadas de las características del paciente, de la técnica quirúrgica empleada y del material empleado.

El mejor conocimiento de estos factores, así como el avance de las técnicas quirúrgicas ha permitido el descenso de la tasa de luxaciones en el tiempo,<sup>45</sup> pero a pesar de ello, de las múltiples causas de producción, la luxación protésica, sobre todo la precoz, sigue constituyendo la complicación más humillante para el cirujano que piensa que salvo que se demuestre lo contrario, su influencia en la producción ha podido ser determinante.

Aunque la mayoría de las luxaciones tras una artroplastia primaria de cadera cursan como un episodio aislado y pueden ser tratadas con éxito de forma conservadora, algunos pacientes requieren tratamiento quirúrgico para evitar la recidiva de la luxación.

Las luxaciones precoces, ocurridas en los días siguientes a la intervención quirúrgica, no suelen recidivar y son tratadas la mayor parte de las

veces de forma satisfactoria mediante tratamiento conservador. Sin embargo, cuando se evidencia mal posicionamiento de los componentes, insuficiencia muscular sobre todo de los abductores u otros factores, es necesario recurrir al tratamiento quirúrgico para solucionar el problema. Las técnicas quirúrgicas a emplear se decidirán según la etiología del problema que es lo más complejo de determinar y resolver.<sup>18</sup>

La inestabilidad en la prótesis de cadera está lejos de resolverse pues existen escasas líneas de investigación sobre este tema, cada vez más frecuente, por el aumento de la cirugía protésica, por la aparición de la modularidad protésica, por el aumento de los recambios y por el aumento de la longevidad de los pacientes y de la edad de las indicaciones, presentando en estas edades avanzadas una musculatura cada vez más atrófica.

No obstante su número es progresivamente más frecuente por las causas enumeradas, pero porcentualmente continúa siendo afortunadamente una rara complicación de la artroplastia de cadera, por lo que sus estudios son escasos y de compleja realización llegándose rara vez a conclusiones definitivas por su origen multifactorial difícilmente identificable la mayor parte de las veces.

### 1.5. FACTORES DE RIESGO ASOCIADOS A LA LUXACIÓN PROTÉSICA

Se han descrito multitud de factores de riesgo para la aparición de una luxación en la artroplastia de cadera. En algunas ocasiones no llega a conocerse cuál es la causa desencadenante del episodio y en otras muchas la etiología es multifactorial. El diagnóstico de la causa que ha producido la luxación es lo más complejo de todo el proceso terapéutico en la luxación de la artroplastia de cadera y lo verdaderamente fundamental a la hora de instaurar el tratamiento adecuado para su resolución.

De una forma didáctica, los factores de riesgo se pueden dividir en cuatro grupos:<sup>26</sup>

#### 1.5.A- Factores relacionados con el paciente:

- Género

- Edad
- Hábito corporal
- Diagnóstico subyacente
- Cirugía previa de cadera
- Disfunción neuromuscular
- Falta de cumplimiento de las normas profilácticas anti-luxación
- Disfunción cognitiva
- Abuso de alcohol y drogas

1.5.B- Factores relacionados con la técnica quirúrgica:

- Vía de abordaje
- Orientación de los componentes
- Tensión de las partes blandas
- Tipo de cierre quirúrgico
- Ausencia de consolidación del trocánter mayor.
- Experiencia del cirujano
- Infección

1.5.C- Factores relacionados con el diseño del implante:

- Tamaño de la cabeza
- Relación de tamaño cabeza-cuello
- Relación de tamaño cabeza-acetábulo
- Vuelo u "Offset" femoral
- Diseño del componente acetabular

1.5.D- Factores relacionados con el tratamiento postoperatorio.

1.5.A- FACTORES RELACIONADOS CON EL PACIENTE

A. GÉNERO

Los estudios evidencian un mayor riesgo de luxación en el sexo femenino con una proporción de 2/1, aumentando a 3/1 en las luxaciones tardías por encima de 5 años tras la cirugía primaria. La literatura científica vierte controversia sobre esta cuestión. Estudios como los de Woo y Morrey publican que el riesgo de luxación en las mujeres es 2 veces superior al de los hombres.<sup>39,46</sup> El mismo hallazgo es encontrado por Kim y cols<sup>47</sup> con un riesgo

de luxación en las mujeres 2'5 veces superior al de los hombres. Por el contrario estudios como los de Paterno y cols., Woolson y Rahimtoola y Masaoka y cols <sup>24,48,49</sup> no encuentran diferencias entre ambos sexos.

Se desconoce la causa pero podría deberse a la mayor elasticidad de los tejidos en la mujer que permite un mayor rango de movilidad y quizás por su menor fuerza o tono muscular.<sup>50</sup>

## B. EDAD

La edad avanzada en el momento de la intervención quirúrgica se asocia a un mayor riesgo de luxación. En un trabajo de Kim et al<sup>47</sup>, se halló diferencia estadísticamente significativa en los mayores de 70 años. Este hecho se explica porque la mayoría de factores de riesgo asociados a la luxación protésica son más frecuentes en las personas de mayor edad.<sup>48</sup> Morrey y Ekelund et al <sup>38,46</sup> mostraron que en pacientes mayores de 80 años tuvo un aumento de dos a tres veces en la tasa de dislocación en comparación con un grupo más joven de pacientes.

La edad siempre ha sido un factor estudiado de forma conjunta con otros factores como el sexo y el diagnóstico que ha llevado a la artroplastia, pero estudiada de forma específica individualizada no se ha podido demostrar la mayor incidencia a edad avanzada y los resultados no han sido significativos ni en artroplastia primaria<sup>50</sup>, ni en artroplastia de revisión. <sup>51</sup>

Por el contrario, Von Knoch<sup>18</sup> indica que la luxación tardía después de 5 años tras la cirugía primaria, se produjo con más frecuencia en los pacientes que fueron operados a edades más jóvenes.

## C. HÁBITO CORPORAL

Se ha propuesto que las personas de talla alta podrían tener un riesgo de luxación mayor debido a que la transmisión de fuerzas a la articulación es alta en relación al mayor brazo de palanca de la extremidad, sin embargo, la mayoría de los estudios publicados no encuentran una relación significativa entre la talla del paciente y el riesgo de luxación.

La obesidad puede estar inversamente relacionada con la dislocación debido a la disminución del arco de movilidad secundaria al exceso de tejido adiposo.<sup>50</sup> Considerando un índice de masa corporal de 30 kg/m<sup>2</sup> como límite para

considerar obeso a un individuo, los que lo sobrepasan sufren 3,6 veces más luxaciones que los que están por debajo de ella ( $p = 0,006$ )<sup>52</sup>. La luxación se muestra 2,3 veces más frecuente en pacientes obesos; cuando se segregan estos según su sexo esa cifra es del 3% para las mujeres y del 1,8% en los hombres.<sup>53</sup>

De igual manera, en lo referido a la luxación tras revisión de ATC, la tasa de luxaciones en obesos es del 19% frente a un 3% en no obesos ( $p = 0,012$ )<sup>47</sup>

#### D. DIAGNÓSTICO SUBYACENTE

Existe controversia al respecto de si el diagnóstico previo a la implantación de la artroplastia influye en la tasa de luxación. Parece que la mayoría coincide en que existe mayor riesgo de luxación en el caso de fractura que en el caso de coxartrosis <sup>54</sup>.

En las fracturas de cadera la cifra de inestabilidad es mayor por existir un rango preoperatorio de movilidad de la cadera más amplio y quizás también relacionado con el traumatismo de partes blandas sufrido junto a la fractura. En la coxartrosis la inestabilidad es menor por existir una hipertrofia capsular que actúa como elemento estabilizador.

Con respecto a la necrosis avascular se ha definido como un diagnóstico asociado a mayor tasa de inestabilidad por razones similares a la fractura, pero no siempre se ha demostrado con resultados significativos.

También se observa mayor inestabilidad cuando el diagnóstico inicial es displasia de cadera por alteración de la morfología normal.

Zwartele y cols<sup>55</sup> publican una incidencia de luxación en la artroplastia primaria de cadera para el tratamiento de las artropatías inflamatorias (artritis reumatoide) del 10% frente al 3% para el tratamiento de la artrosis. Esto podría ser debido a la peor calidad de los tejidos blandos y también a la asociación de artropatías en otras articulaciones como rodillas, tobillos, cadera contralateral, etc. que obliguen, por la mejor movilidad adquirida tras la artroplastia, a una hipermovilidad articular al realizar actividades habituales como por ejemplo sentarse en una silla. Estos hallazgos coinciden con los publicados por Khatod y cols<sup>56</sup>.

## E.CIRUGÍA PREVIA DE CADERA

La cirugía previa de cadera se ha identificado como un factor de riesgo importante para la aparición de una luxación protésica.

Cualquier tipo de intervención quirúrgica previa sobre la cadera a la que se va a implantar una artroplastia aumenta el riesgo de luxación de la misma. La explicación a este hecho puede ser que los pacientes que han sufrido una cirugía previa pueden tener comprometida la función abductora, una pérdida ósea y/o una deformidad a nivel óseo que puede llevar a una implantación anómala de los componentes protésicos.

Sin embargo, en cuanto a la incidencia de recidivas, no se ha encontrado correlación entre la existencia de cirugía previa de la cadera y la aparición de recurrencias.<sup>57</sup>

## F.DISFUNCIÓN NEUROMUSCULAR

Se ha observado que los pacientes con alteraciones de tipo neuromuscular presentan un riesgo más elevado de luxación protésica. Aunque es difícil determinar si la luxación se produce por la debilidad muscular únicamente o por la dificultad o imposibilidad de estos pacientes para cumplir con las normas profilácticas antiluxación.<sup>19</sup>

Es más frecuente la inestabilidad en los trastornos motores y las enfermedades neuromusculares, como las hemiplejias, paresias, enfermedad de Parkinson, etc., por debilidad muscular, contracturas, dificultad para controlar las extremidades, alteraciones del equilibrio y desequilibrio muscular.

La alteración de la función neuromuscular es importante sobre todo en las luxaciones tardías después de 5 años.<sup>18</sup>

Otro parámetro a tener en cuenta es el estado general preoperatorio del paciente. Los que presentan un ASA 3-4 sufren aproximadamente el doble de luxaciones que aquellos con un ASA 1-2 ( $p \leq 0,031$ ).<sup>58</sup>

## G.DISFUNCIÓN COGNITIVA Y NEUROLÓGICA

Las alteraciones cognitivas que se han asociado a un mayor riesgo de luxación son la demencia, la confusión, la psicosis, el alcoholismo y la epilepsia. Un consumo alto supone un índice de luxaciones del 23% frente al 5% de los pacientes con bajo consumo ( $p = 0,00005$ ).<sup>48</sup>

En pacientes con alteración de la función cognitiva se han encontrado tasas de luxación 4 veces superiores a las presentadas por pacientes con función cognitiva normal.<sup>48</sup>

## 1.5.B- FACTORES RELACIONADOS CON LA TÉCNICA QUIRÚRGICA

### A. VÍA DE ABORDAJE

Este es uno de los puntos más comentados y recurrentes en las publicaciones sobre esta complicación. Para la implantación de una artroplastia total de cadera se han utilizado clásicamente 3 vías de abordaje, la anterior o anterolateral, la posterior o posterolateral y la lateral transtrocanterica. Las tasas de incidencia de luxación que se han publicado varían entre el 0-5% para la vía transtrocanterica, 0-3'5% para la vía anterior y 1-9% para la vía posterior.<sup>59</sup>

Tradicionalmente se ha dicho y admitido que la vía posterior tiene mucho mayor riesgo de luxación que las otras vías de abordaje. Así, por ejemplo, según una revisión sistemática de la literatura, la vía posterior encabeza la frecuencia de esta complicación con una incidencia promediada de 3,23%, seguida de la vía anterolateral con un 2,18, la transtrocanterica con un 1,27% y la anterior directa con un 0,55%.<sup>22</sup>

Lamentablemente los trabajos de donde se extraen esas cifras no tienen un nivel de EC suficiente y probablemente se mezclan en ellos factores varios que introducen sesgos y perturban los resultados. Por el contrario, cuando se estudia la influencia de la vía de abordaje en la tasa de luxaciones, dos trabajos con nivel II de EC concluyen que la vía posterior no está relacionada con más luxaciones que otras vías.<sup>60,61</sup>

Como ya hemos escrito, el problema es multifactorial. Cuando se analiza conjuntamente vía y, por ejemplo rango de movilidad preoperatoria de la cadera, se ha comprobado la relación existente con la vía posterior en pacientes con una movilidad de cadera igual o superior a 115°. Los que poseen ese rango de movimiento sufren un 5,6% de luxaciones frente a un 3,1% en los de menor movilidad ( $p = 0,007$ )<sup>61</sup>. También la vía posterior es más insegura que la anterolateral para una ATC en casos con fractura previa. Frente a un 8% de

luxaciones en estos pacientes cuando se aborda posteriormente, se observa un 2% si se hace anteriormente ( $p = 0,01$ ), debiendo hacer mención a que el trabajo de Enocson et al tiene un nivel II de EC<sup>62</sup>. Por tanto, en pacientes como los mencionados es seguramente mejor elegir otra vía diferente a la posterior.

La vía transtrocanterica está en desuso en la actualidad salvo para algunos casos de artroplastia de revisión. No se ha relacionado con mayor tasa de luxación si bien una de sus complicaciones como es la pseudoartrosis del trocánter mayor sí que se ha relacionado con un mayor riesgo de luxación<sup>63</sup>.

La mayor incidencia de luxación protésica cuando se emplea una vía de abordaje posterior se ha explicado por dos hechos:

- Mayor tendencia a la malposición del componente acetabular usando esta vía. Al usarse la vía posterior es más fácil colocar el componente acetabular con menor anteversión de la debida. Morrey objetivó que el componente acetabular era colocado entre 5º y 7º menos de anteversión<sup>46</sup>.
- Pérdida de las partes blandas posteriores que confieren estabilidad a la artroplastia. La pérdida de la cápsula posterior y la lesión de la musculatura rotadora externa favorecen la luxación debido a que en condiciones normales estos elementos limitan la rotación interna aportando estabilidad a la artroplastia. La sutura de estas estructuras puede reducir la incidencia de luxación cuando se utiliza un abordaje posterior. Kwoon et al<sup>64</sup> en un meta-análisis en 2006, encontró una disminución significativa en la tasa de dislocación utilizando un abordaje posterior del 4,46% sin reparación de cápsula y rotadores externos; a 0,49% después de la reparación de tejidos. Con estas modificaciones, otros autores han visto reducida su tasa de luxaciones de un 4% a un 0% y de un 6,2% a un 0,8%<sup>65</sup>. Especialmente la capsulorrafia parece tener una importancia considerable ya que con ella la incidencia de luxación en la vía posterior es del 0% y sin ella asciende al 2,3%<sup>66</sup>.

Combinando la vía de abordaje con otro factor de riesgo de luxación como es el tamaño de la cabeza del componente femoral, se ha comprobado que la asociación de una vía posterior con un tamaño de cabeza pequeño se relaciona con mayor riesgo de luxación que si se emplea una cabeza femoral mayor. Las mayores diferencias de tasa de luxación entre la vía posterior, la anterior y la transtrocanterica se observan cuando se coloca una cabeza

femoral de 22 milímetros de diámetro. Esa diferencia disminuye cuando el tamaño de la cabeza femoral es de 28 o de 32 milímetros.<sup>20</sup>

Mención especial requiere el uso de la mini-incisión anterior como vía de abordaje, muy común en los últimos años. Se trata de una incisión de 5 a 10 cm. sin sección de ningún tendón ni estructura muscular. La ventaja que presenta con respecto a otras vías es la menor pérdida de sangre, menor estancia hospitalaria y recuperación más corta para el paciente. En un estudio utilizando esta vía, Siguier publica una tasa de luxación del 0'96%.<sup>67</sup>

## B. ORIENTACIÓN DE LOS COMPONENTES

Aunque parece obvio lo contrario, existen autores que defienden la nula influencia de la orientación del implante sobre la posibilidad de luxación<sup>24</sup>. Evidentemente no es el factor único ya que las luxaciones pueden presentarse también en ATC bien orientadas, pero parece que alguna influencia debe tener una malposición grosera.

Dos medidas son de vital importancia a la hora de implantar el componente acetabular: la inclinación y la anteversión. Hay que evitar por todos los medios que la copa desborde por delante o por detrás el acetábulo anatómico óseo más allá de 5mm, sea por una posición defectuosa o por un tamaño o diámetro externo excesivo<sup>68</sup>. Del mismo modo, en cuanto al componente femoral hay que tener especial cuidado con la anteversión del mismo.

La inclinación acetabular es el ángulo formado por una línea tangencial al componente acetabular con una línea horizontal que pase por ambas tuberosidades isquiáticas. La anteversión acetabular es el ángulo formado por una línea tangencial al cotilo con respecto al eje longitudinal del paciente, que aplicado a la proyección radiológica antero-posterior se define como el ángulo entre el eje acetabular y el plano coronal.<sup>69</sup>

Lewinnek y cols<sup>70</sup> describieron una zona de seguridad en la que el riesgo de luxación es menor. Esta zona comprende una angulación de  $40^{\circ} \pm 10^{\circ}$  y una anteversión de  $15^{\circ} \pm 10^{\circ}$ . Fuera de esta zona de seguridad, Lewinnek encontró una incidencia de luxación del 6% frente al 1'5 % cuando el componente acetabular se encontraba dentro de esas medidas. Igualmente sucede con otros autores que registran un aumento significativo de dicha tasa si la

abducción del acetábulo es igual o mayor a  $50^\circ$  ( $p = 0,001$ ) o la anteversión es igual o menor a  $5^\circ$  o igual o mayor de  $20^\circ$  ( $p = 0,02$ ).<sup>28</sup>

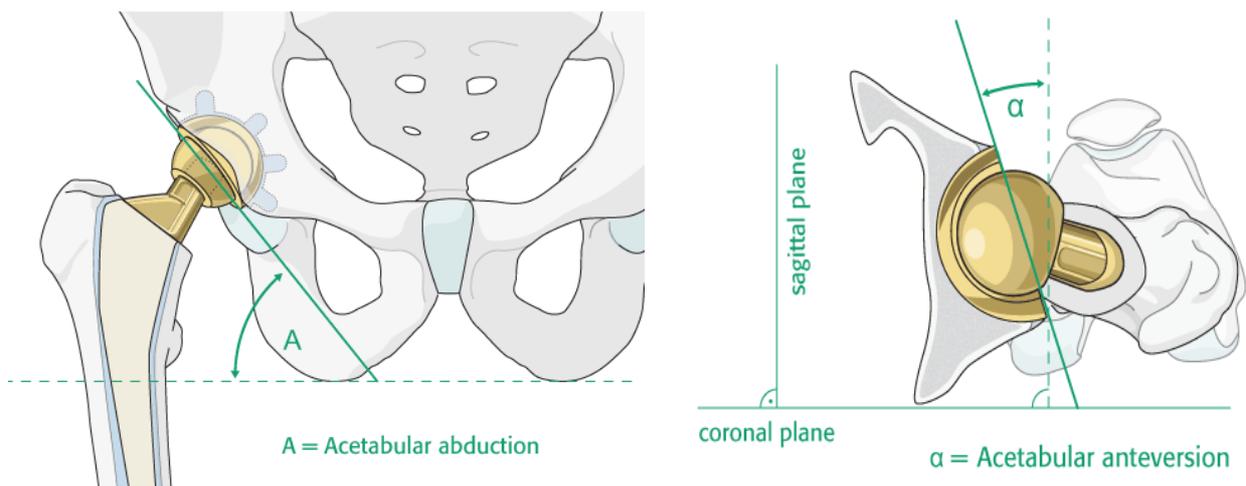


Fig.8 Inclinación y anteversión del componente acetabular<sup>17</sup>

Si el componente acetabular supera estos grados de inclinación se dice que se encuentra verticalizado y si es inferior se dice que está horizontalizado. Del mismo modo, si el grado de anteversión excede de la zona de seguridad el cotilo se encuentra en excesiva anteversión, mientras que si se encuentra por debajo de esa zona se halla en retroversión.

La excesiva anteversión del componente acetabular predispone a la luxación anterior, mientras que la retroversión lo hace a la luxación posterior. Biedermann<sup>71</sup> estudió este fenómeno y observó que las luxaciones producidas cuando el componente acetabular se encontraba a  $15^\circ$  de anteversión eran anteriores o posteriores con la misma frecuencia, mientras que si el componente acetabular se encontraba con una anteversión menor a  $4^\circ$  (retroversión) todas las luxaciones eran posteriores y si se encontraba a  $34^\circ$  o más (excesiva anteversión) todas las luxaciones eran anteriores.

Las alteraciones más frecuentemente encontradas en la orientación de los componentes protésicos son las que afectan al componente acetabular, probablemente porque son las más fáciles de valorar en el estudio radiológico. La mala orientación de la copa acetabular puede llegar a anular la ventaja que otorga el empleo de pares articulares de gran diámetro<sup>72</sup>.

En cuanto al componente femoral, la alteración más frecuente es la excesiva anteversión. Para evitar este problema han sido diseñados vástagos en anteversión que estarían especialmente indicados en los abordajes posteriores porque hay una excesiva tendencia a la colocación del vástago en neutro o retroversión, sobre todo en los no cementados. En el abordaje anterolateral directo de Hardinge utilizando este vástago, existiría riesgo de excesiva anteversión facilitando la inestabilidad anterior.

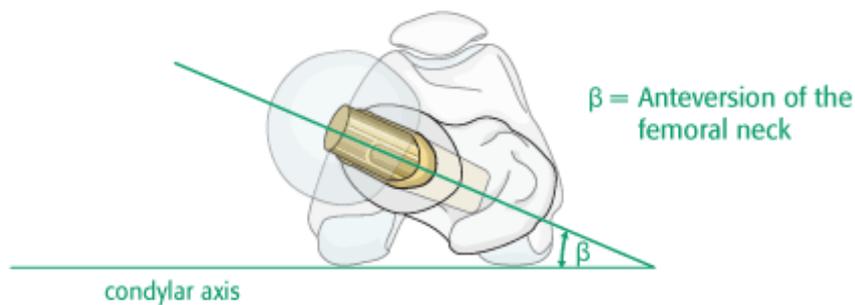


Fig.9 Anteversión del componente femoral<sup>17</sup>

Siempre habrá que tener en cuenta la suma de la orientación de los componentes tanto acetabular como femoral, pues la mala orientación de uno de los componentes puede compensarse por la posición del otro componente o bien sumarse y empeorar la situación, hasta cierto punto pues no existe una correlación lineal (es decir, una orientación extrema o “outliner” del cotilo no podrá compensarse llevando el vástago al extremo contrario con garantías de éxito suficientes). La anteversión sumados ambos componentes no debe sobrepasar los 40 grados. Compilando la anteversión acetabular y femoral, si es menor de 40° o mayor de 60° el riesgo de luxación se multiplica por 7.<sup>73</sup>

Aparte del malposicionamiento de los componentes en el momento de implantar la artroplastia, otro hecho que se ha asociado con mayor riesgo de luxación es la movilización de los componentes, como la migración proximal del cotilo, el hundimiento del vástago femoral o las rotaciones a mayor verticalización, anteversión o retroversión tanto del componente acetabular como del femoral.

En general puede decirse que en la literatura la mal posición de los componentes es la mayor causa si no de aparición, sí de recurrencia de la luxación<sup>19</sup>.

### C. TENSION DE LAS PARTES BLANDAS

La restauración de las partes blandas que rodean la artroplastia de cadera una vez implantada previene la luxación protésica. Esta tensión depende de la posición del componente acetabular y femoral, del vuelo femoral, de la función de los músculos periarticulares y de la elasticidad de las partes blandas de la cadera.

La tensión de las partes blandas se reduce si el componente acetabular se coloca demasiado proximalmente si se acorta la longitud de la extremidad inferior, si se produce migración proximal del trocánter mayor y/o musculatura abductora o si se reduce el vuelo femoral, lo que condicionará un mayor riesgo de luxación.

### D. TIPO DE CIERRE QUIRÚRGICO

La reparación de las partes blandas aumenta la estabilidad de la artroplastia disminuyendo la incidencia de luxación, sobre todo tras el uso de una vía de abordaje posterior.

El aumento de la estabilidad observada tras la capsulorrafia posterior se debe a distintas circunstancias: <sup>66,74</sup>

- Prevención de la excesiva flexión y rotación, sobre todo interna, en el postoperatorio inmediato.
- Aceleración en la formación de una pseudocápsula que interviene como elemento estabilizador de la artroplastia.

### E. AUSENCIA DE CONSOLIDACIÓN TROCANTÉRICA

Se ha demostrado que la ausencia de consolidación del trocánter mayor tras la osteotomía que se realiza en la vía lateral directa aumenta el riesgo de luxación protésica. En un estudio realizado en la Clínica Mayo se evidenció que el riesgo de luxación se multiplicaba por seis en pacientes que sufrían una pseudoartrosis del trocánter mayor, incrementándose la incidencia de luxación del 2'8% al 18%.<sup>46</sup>

## F. EXPERIENCIA DEL CIRUJANO

Hay una clara relación en la producción de la luxación con la experiencia del cirujano. Se ha establecido el límite mínimo de experiencia en 30 casos intervenidos, a partir de los cuales la incidencia sería la misma. La incidencia de luxación disminuiría un 50% por cada 10 artroplastias totales de cadera realizadas.<sup>75</sup>

Ya se avanzó en 1997 que los cirujanos que operan más de 50 ATC al año tienen una incidencia significativamente menor de luxaciones que los que realizan 5 o menos al año (1,5 vs 4,2%;  $p = 0,0001$ )<sup>76</sup>. De ese mismo año es otro estudio que mostró que la tasa de luxaciones entre las primeras 15 ATC realizadas dobla la presentada cuando se llevan implantadas más de 30, permaneciendo bastante estable a partir de esa cifra. El riesgo de luxación se reduce a la mitad por cada 10 ATC que se efectúan al año<sup>14</sup>. Más próximo en el tiempo, en 2001, Katz et al vuelven a demostrar esa tendencia: cuantas más ATC se realizan al año menor es el índice de luxaciones. Si se efectúan entre 1 y 5 esa incidencia alcanza el 4,2%; entre 6 y 10 al año, el 3,4%; entre 11 y 25 al año, un 2,6%; entre 26 y 50 al año, un 2,4% y si se hacen más de 50 al año la tasa de luxaciones es del 1,5%.<sup>77</sup>

## G. INFECCIÓN

Han sido descritos casos de luxaciones recurrentes por acúmulo de líquido periprotésico que llegaron a ser estables tras artrocentesis evacuadora. Cuando se produce este acúmulo de líquido, el aumento de presión hidrostática distrae la articulación haciéndola más vulnerable a la luxación.

Por este mecanismo una infección puede predisponer a la luxación, de forma que en todas las luxaciones inexplicables deberían determinarse VSG y PCR para descartar un proceso séptico.

### 1.5.C- FACTORES RELACIONADOS CON EL DISEÑO DEL IMPLANTE

#### A. TAMAÑO DE LA CABEZA

Se ha estudiado el tamaño de la cabeza protésica como elemento de estabilización de la artroplastia de cadera.

Teóricamente cabezas de mayor diámetro proporcionarían mayor estabilidad a la artroplastia fundamentalmente por dos razones:<sup>46</sup>

- Las cabezas de mayor diámetro permiten un mayor rango de movilidad antes de producirse el choque (“impingement”) del cuello femoral con el componente acetabular, lo que favorece la luxación protésica.
- Se necesita mayor desplazamiento para conseguir la luxación cuanto mayor es el radio de la cabeza femoral.(Figura 10)

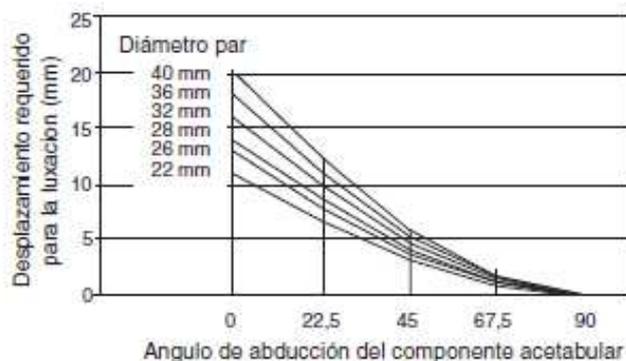


Fig.10 Relación Desplazamiento requerido para luxación-Ángulo de abducción acetabular según tamaño de cabeza femoral<sup>20</sup>

Berry y cols<sup>20</sup> encuentran diferencias estadísticamente significativas en el riesgo de luxación en dependencia del tamaño de la cabeza femoral con riesgo mayor cuanto menor es el diámetro de la cabeza femoral, publicando un riesgo relativo para la luxación 1'7 veces mayor y 1'3 veces mayor usando cabezas de 22 mm y 28 mm respectivamente en comparación con cabezas de 32 mm de diámetro.

Como ya se comentó en el apartado de “Vías de abordaje”, la asociación de cabezas femorales pequeñas con vía de abordaje posterior aumenta el riesgo de luxación.

En un estudio<sup>78</sup> de 2020 prótesis totales de cadera realizado mediante el abordaje antero-lateral con mediciones de cabeza de 36 mm o más de diámetro, identificaron un único caso de dislocación (0,05%) después de un seguimiento medio de 31 meses. Howie et al<sup>79</sup> realizaron un ensayo controlado aleatorizado prospectivo para comparar las cabezas de 28 mm a 36 mm implantadas en el abordaje postero-lateral. La tasa de luxación fue 5 veces mayor con las cabezas más pequeñas.

Por otro lado, Alberton y cols. también han encontrado esta relación entre luxación y menor diámetro de la cabeza femoral en la artroplastia de revisión, publicando un 10'6% de incidencia en artroplastias con cabeza femoral de 22 mm y 6'3% en cabezas de 32 mm.<sup>51</sup>

En un estudio experimental realizado con piezas de cadáver fresco y mediante simulación con elementos finitos Scifert y cols<sup>80</sup> encuentran que el tamaño de la cabeza es importante en cuanto a la movilidad protésica y estabilidad de la cadera. El máximo movimiento en flexión se obtuvo con las cabezas más grandes simuladas, de 32 mm, disminuyendo la movilidad progresivamente conforme iban disminuyendo los tamaños de las cabezas hasta la más pequeña de 22 mm. El mecanismo de luxación fue más frecuente en las cabezas pequeñas por choque entre el cuello protésico y el reborde acetabular protésico, mientras que en las cabezas más grandes el mecanismo de luxación fue en flexión, por choque óseo entre el trocánter femoral y el techo óseo del acetábulo.

Bader y cols<sup>81</sup> en un estudio biomecánico experimental encuentran que las cabezas de mayor tamaño son más estables y tienen más movilidad que las pequeñas y que la relación entre los diámetros de cabeza y cuello debe ser siempre superior a 2. En casos de utilización de cabezas pequeñas la orientación de los componentes protésicos adquiere todavía más importancia en la prevención de la luxación protésica. En esta misma línea Khatod y cols<sup>56</sup> encuentran más estabilidad de la artroplastia en las cabezas de mayor diámetro.

En resumen, estudiando de forma aislada la influencia del tamaño de la cabeza femoral en la inestabilidad de cadera, no parece haber resultados concluyentes aunque si existen firmes apoyos sobre que las cabezas de mayor tamaño actúan como elemento estabilizador de la artroplastia de cadera.

#### B. RELACIÓN DEL TAMAÑO CABEZA-CUELLO

Un factor que se relaciona con la aparición de luxación protésica es el “impingement” o choque del cuello protésico con el componente acetabular, ya que este hecho hace que el cuello actúe a modo de palanca y se produzca la luxación de la cabeza femoral.

El choque se produce más fácilmente cuanto mayor es el diámetro del cuello de la prótesis o cuanto mayor sea la longitud del mismo.<sup>82</sup>

A mayor tamaño de la cabeza femoral mayor es el rango de movilidad antes de que se produzca el choque entre el cuello y el componente acetabular. De estas dos condiciones se deduce que cuanto mayor sea la relación del tamaño cabeza-cuello menor es el riesgo de luxación. Como ya se ha dicho con anterioridad, la relación entre los diámetros de cabeza y cuello debe ser siempre superior a 2.<sup>81</sup>

#### C. RELACIÓN CABEZA-COMPONENTE ACETABULAR

Ha sido descrito un aumento del riesgo de luxación cuando se coloca una cabeza pequeña de 22 mm en un componente acetabular grande. Parece que podría ser debido a una inserción capsular más alejada del componente protésico y al choque del cuello femoral con el reborde acetabular.

Este riesgo desaparecería en la cabeza de 22 mm siempre y cuando se utilizaran cotilos inferiores a 50 mm. Es decir que el tamaño de la cabeza debería estar en proporción del tamaño de la esfera del cotilo. Es recomendable tener en cuenta el desgaste del polietileno. De esta forma podrían utilizarse cabezas de 22 mm en cotilos más pequeños de 50 mm, cabezas de 26 mm en cotilos de 52 a 54 mm, cabezas de 28 mm para cotilos de 56 a 60 mm y cabezas de 32 mm para cotilos mayores de 62 mm.<sup>83</sup>

A este respecto el estudio experimental de Scifert y cols<sup>80</sup> han encontrado que el aumento del tamaño del cotilo produce progresivamente una

disminución de la estabilidad, pero también un aumento de la movilidad de la cadera protésica.

#### D. OFFSET FEMORAL

Se define como vuelo femoral a la distancia que se encuentra entre el centro de la cabeza femoral y el ápex del trocánter mayor (Fig.11). Se ha observado que si el offset femoral tras la implantación de una artroplastia es menor al offset que poseía el paciente antes de la sustitución protésica, el riesgo de que se produzca una luxación es mayor.

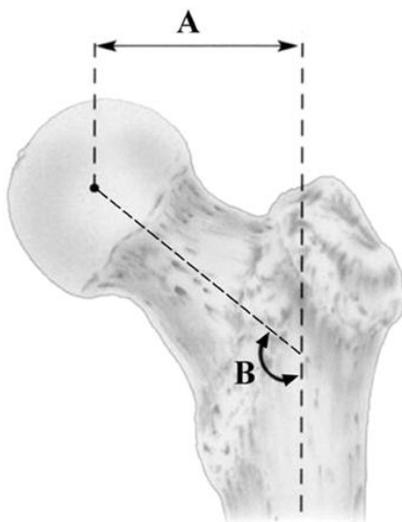


Fig.11 Medición del Offset femoral<sub>82</sub>

#### E. DISEÑO DEL COMPONENTE

##### ACETABULAR

Uno de los diseños acetabulares que ha demostrado conferir mayor estabilidad a la artroplastia es el de borde elevado. Alberton y cols<sub>51</sub> publican una incidencia de luxación de 3'8% en artroplastias de revisión con borde elevado frente al 8'4% en aquellos con componente acetabular sin ceja antiluxante.



Fig.12 Diseño de inserto acetabular con borde elevado y estándar<sub>51</sub>

Las complicaciones asociadas a este tipo de implantes son por un lado la disminución del rango de movilidad protésico y por el otro, el aflojamiento de componente acetabular precoz debido al choque repetido del cuello con el mismo.<sup>26</sup>

A su vez, el desgaste del polietileno de más de 2 mm aumenta el riesgo de luxación mediante dos mecanismos:<sup>18</sup>

- La penetración de la cabeza femoral en el componente acetabular va a favorecer el choque del cuello protésico en el cotilo.
- Las partículas del polietileno desprendidas van a llevar consigo la formación de granulomas y osteolisis con aflojamiento e incluso migración del componente acetabular. Scifert y cols<sup>80</sup> han estudiado experimentalmente los implantes protésicos de forma que pequeñas variaciones en ellos producen notables cambios en la estabilidad protésica. De forma general un aumento del tamaño de la cabeza femoral, un aumento de la anteversión del acetábulo y un aumento de la inclinación acetabular, aumentan la estabilidad protésica en cuanto a la luxación posterior, aunque predisponen a otro tipo de complicaciones como son el desgaste y la luxación anterior. Estos modelos experimentales adolecen de no tener en cuenta la tensión de las partes blandas que parece ser un factor de gran importancia en la estabilidad protésica.

#### 1.5. D- FACTORES RELACIONADOS CON EL TRATAMIENTO POSTOPERATORIO.

La mayoría de las luxaciones se producen en las primeras semanas del postoperatorio lo que determina la importancia de este periodo en la prevención de la luxación.

El cirujano tiene poco control sobre muchos de los factores que predisponen a la inestabilidad protésica. El primer paso del cirujano sería determinar los pacientes que presentan preoperatoriamente riesgo de luxación, para poner o tomar las medidas postoperatorias adecuadas en su prevención.

Es preciso informar al paciente del riesgo de luxación y de los movimientos que pueden producirla, advirtiéndole que los traslados son la

maniobra de mayor riesgo y es recomendable la utilización en su domicilio de asideros, suplementos en el inodoro, bancos en la ducha etc. Aunque el uso de restrictores de movilidad, cojines de abducción, elevadores de asiento, etc., limitando la flexión por debajo de 90º, las rotaciones por debajo de 45º y la aducción, preconizados e indicados clásicamente para las primeras 6 semanas, se han demostrado totalmente inútiles en dos trabajos de nivel I y II de EC<sup>84,85</sup>. Las férulas de abducción se revelan también ineficaces en la prevención de la recurrencia después de la reducción cerrada de la luxación de una ATC<sup>42</sup>. Se ha descrito la disfunción cerebral, psicosis, alcoholismo etc., como factores importantes en la producción de la luxación protésica. Su causa, entre otras, sería la falta de cumplimiento de las prescripciones postoperatorias.

#### 1.5.E. Factores de riesgo para la luxación tardía

La mayor parte de las luxaciones se produce precozmente, sin embargo hay un grupo de luxaciones que se producen tardíamente cuyas causas son complejas de definir. Ha sido descrito un posible origen mecánico como el desgaste del reborde cotiloideo que sería un factor desestabilizante, al igual que el desgaste del fondo del cotilo que profundiza la cabeza aumentando las posibilidades de choque entre el cuello y el reborde acetabular<sup>86</sup>. También se han observado otras causas funcionales, pues estos pacientes tienen un mayor rango de movilidad, sobre todo en flexión debido probablemente a una distensión capsular que favorecería la luxación.<sup>18</sup>

Existe una diferencia fundamental entre la luxación precoz y tardía. La precoz se debería esencialmente a problemas operatorios y de partes blandas derivados de la cirugía recibida, mientras que las luxaciones tardías se deberían a una desestabilización de una artroplastia que hasta entonces habría sido estable, es decir, se habría producido un cambio en las características del paciente o de la prótesis que habrían determinado su inestabilidad, lo que hace lógicamente muy compleja su resolución.

### 1.5.F. Factores de riesgo para la recidiva de la luxación

Parece que factores que influirían en la recidiva de la luxación serían, sobre todo, el momento de la luxación y la cirugía previa de la cadera, de forma que si el primer episodio se produce antes de las primeras 5 semanas tras la cirugía, las posibilidades de recidiva serían de un tercio (33%), mientras que si se produce después serían de hasta el 60%<sup>19</sup>.

De cualquier forma las causas de recidiva descritas con más frecuencia serían la malposición de los componentes y la insuficiencia del mecanismo abductor.

No hay relación con la edad y el diagnóstico, aunque quizás si la haya con el sexo pues se han descrito más recidivas en hombres.<sup>17</sup>

## 1.6. DIAGNÓSTICO DE LA LUXACIÓN PROTÉSICA

El diagnóstico de una luxación de cadera es relativamente sencillo de realizar, ya que el cuadro clínico es muy típico. La mayoría de las veces el paciente identifica que, posterior a realizar una flexión o rotación interna excesiva (ej. levantarse de una silla), la articulación protésica está fuera de su lugar. Además presentan un chasquido audible, deformidad y dificultad para la movilización por dolor. Generalmente, el paciente solicita asistencia médica dentro de la primera hora tras el evento desencadenante con un cuadro de dolor intenso en la ingle y la región proximal del muslo, con el miembro afectado en deformidad de acortamiento, flexión y rotación interna cuando la cadera se ha luxado en dirección posterior (más frecuente) y en rotación externa y extensión cuando se ha luxado en dirección anterior.

A la llegada a urgencias, el paciente debe ser evaluado clínicamente y con estudios radiográficos, generalmente se requiere únicamente una radiografía antero-posterior de pelvis y en ocasiones, una proyección a través de la mesa, la cual es especialmente útil si hay duda de la dirección de la luxación, aunado a que nos proporciona datos en relación con la orientación de los componentes protésicos.

El reto en la luxación de cadera radica en identificar de manera temprana los factores de riesgo y causas que predisponen a que ocurra el evento, con ello, podremos realizar un tratamiento adecuado y dar un pronóstico en cuanto al riesgo de recurrencia.

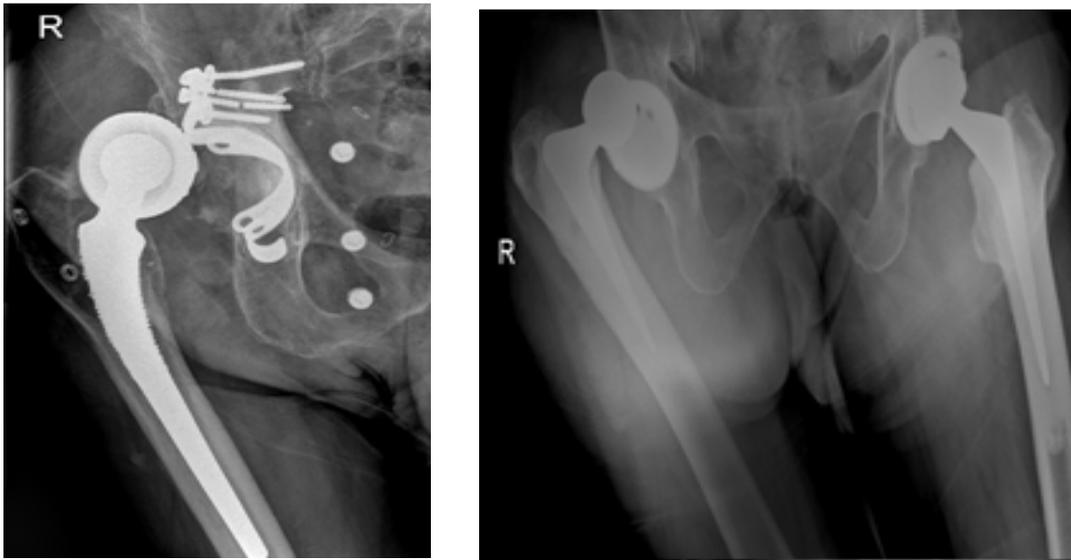


Fig.13 Imágenes radiológicas de luxación protésica

Como se mencionó anteriormente en el contexto del cuadro agudo una radiografía en proyección anteroposterior de pelvis es suficiente para realizar el diagnóstico y resolver por métodos cerrados la luxación. Sin embargo, una vez resuelto el cuadro agudo se deben realizar radiografías anteroposterior de pelvis y de cadera incluyendo la totalidad de la prótesis, a través de la mesa (proyección de “Crosstable”) y un falso perfil.

En estas proyecciones se debe evaluar el desgaste de la prótesis; lo cual generalmente se aprecia con una lateralización de la cabeza femoral o una reducción excéntrica de la articulación. También se debe tomar en cuenta la presencia de osteofitos, calidad e integridad ósea, offset, geometría e integridad de los componentes, osteolisis y aflojamiento de alguno de los componentes. Para valorar la orientación de los componentes es especialmente útil la radiografía a través de la mesa, sin embargo, esta es

difícil de valorar con precisión y cambios sutiles generalmente pasan desapercibidos.

En caso de sospechar una mala orientación de los componentes se recomienda realizar una tomografía computarizada (TC) ya que esta logra definir de manera muy precisa la posición de los mismos y nos orienta sobre las intervenciones necesarias para su corrección. <sup>87,88</sup>

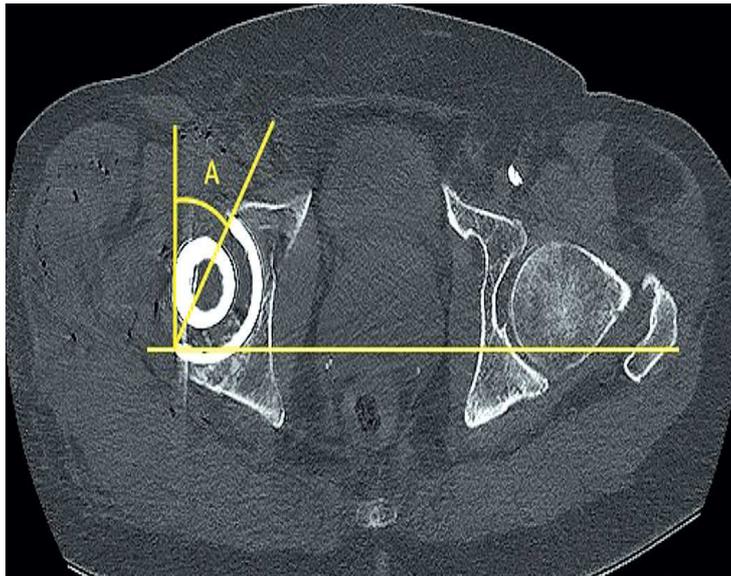


Fig.14 Valoración de la orientación acetabular mediante TC<sup>87</sup>

Una vez resuelto el cuadro agudo, la exploración física debe incluir un análisis cuidadoso de la marcha, la presencia de discrepancia en los miembros pélvicos, oblicuidad pélvica, debilidad de los abductores, estado neurovascular, arcos de movimiento y fuerza muscular, así como la necesidad de aparatos de asistencia para la marcha. <sup>89</sup>

Todas estas características nos pueden proporcionar información valiosa en cuanto a la orientación de los componentes, debilidad de la musculatura abductora, alteraciones neurológicas, vicios en la postura y marcha entre otros hallazgos. Aunado a esta exploración se debe pensar en la presencia de un proceso infeccioso articular, ya que éste puede aflojar los componentes y predisponer a una luxación. Si está indicado y hay sospecha se debe abordar de manera inicial con toma de proteína C reactiva, velocidad de sedimentación

globular, cuenta leucocitaria, aspiración y cultivo de líquido articular de la cadera.<sup>90</sup>

### 1.7. CLASIFICACIÓN DE LA LUXACIÓN PROTÉSICA

Las formas más importantes de clasificar las luxaciones protésicas de cadera por su trascendencia a la hora de decidir el tratamiento son:

#### A. Momento en el que se produce la luxación:

- Luxación precoz: durante las primeras 6 – 8 semanas tras la intervención quirúrgica. Son las más frecuentes. Coincide con el tiempo de reparación de las partes blandas circundantes a la artroplastia y la formación de una pseudocápsula que dotará de estabilidad a la artroplastia y evitará en cierto modo la luxación.<sup>57</sup>

- Luxación tardía: fuera del periodo de luxación precoz. Se han descrito casos después de 10 años o más tras la cirugía. Los factores propuestos para explicar la aparición de las luxaciones tardías son:<sup>20,26,86</sup>

- a) Aparición o empeoramiento de una alteración de las condiciones neurológicas del paciente con el paso del tiempo, sobre todo trastornos de tipo cognitivo como la demencia o de tipo motor como la enfermedad de Parkinson.
- b) Problemas musculares con pérdida del tono y fuerza muscular.
- c) Episodios de traumatismo en la cadera.
- d) Movilización de los componentes protésicos.
- e) Desgaste del polietileno.
- f) Infección.

#### B. Posición del componente femoral tras la luxación:

- Luxación posterior: aparece tras un movimiento de flexión, adducción y rotación interna. Esta es la posición adoptada al sentarse sobre sillas u objetos bajos, a escasos centímetros del suelo. Es el tipo más frecuente, con frecuencias del 75% – 90%. Por ello, habrá que recomendar al paciente portador de una artroplastia de cadera que tome medidas profilácticas antiluxación sobre como sentarse.

- Luxación anterior, donde clínicamente se observa el miembro afectado en rotación externa y en extensión.

### C. Clasificación etiológica

La clasificación de Dorr<sup>91</sup>, importante ya que conociendo la causa de luxación se decidirá la actitud terapéutica posicional:

- I. no alteración radiológica de componentes sin disbalance de partes blandas [10%];
- II. malposición de componentes [33%];
- III. disbalance de tejidos blandos: musculatura, trocánter mayor, offset femoral [33%];
- IV. Combinación de II y III).

También sería posible realizar clasificaciones:

Según el número: simple o recurrente.

Según el mecanismo de lesión: traumático o espontáneo.

La clasificación por temporalidad, de acuerdo con el procedimiento quirúrgico, es la que encontramos de mayor utilidad, ya que puede orientar al cirujano hacia los posibles problemas que están condicionando una luxación y el éxito que tendrá el paciente con un tratamiento no quirúrgico.

Las causas más frecuentes son insuficiencia de la musculatura abductora por un inadecuado restablecimiento del *offset* (brazo de palanca de los abductores), mala posición de los implantes y un pobre apego al tratamiento postquirúrgico.<sup>35</sup>

En el caso de las luxaciones tardías, las posibilidades por las que se luxa la prótesis generalmente son intrínsecas a la misma. Dentro de las más frecuentes están el aflojamiento aséptico, desgaste de las superficies de fricción y en ocasiones, el deterioro de la masa muscular. En ese caso, la necesidad de realizar una cirugía de revisión es mucho mayor.<sup>19</sup>

## 1.8. PREVENCIÓN DE LA LUXACIÓN PROTESICA

El mejor tratamiento de la inestabilidad de cadera es su prevención. Para ello hay que tener en cuenta una serie de medidas que abarcan desde la planificación quirúrgica hasta los cuidados y medidas que debemos aconsejar a los pacientes una vez implantada la prótesis.

Las medidas necesarias para prevenir un episodio de luxación protésica pueden dividirse en tres categorías principales: medidas prequirúrgicas, medidas intraoperatorias y medidas posquirúrgicas.

### 1.8.A. Medidas prequirúrgicas

Muchos episodios de luxación protésica podrían evitarse si se identificara temprano al paciente con factores de riesgo.

Los problemas neuromusculares severos, el déficit importante de la función abductora o los problemas de la esfera cognitiva deberían considerarse contraindicación absoluta para la artroplastia de cadera. Existen casos en que, si bien hay factores de riesgo, la intervención es necesaria; el ejemplo podría ser un paciente deambulador con enfermedad de Parkinson que sufre una fractura aguda del cuello del fémur.

Un adecuado planeamiento preoperatorio podría reducir el riesgo de luxación postoperatoria: la vía de abordaje (preferentemente anterolateral) y la selección del implante (una hemiarthroplastia o prótesis bipolar más que un reemplazo total).

El planeamiento preoperatorio con transparencias del implante permite calcular, con mayor precisión, la tensión de las partes blandas, la posición adecuada del componente acetabular y del vástago femoral, el *offset* femoral adecuado y la longitud del miembro, factores que reducen el riesgo de luxación postoperatoria.

Los pasos conocidos, pero que conviene recordar, son los siguientes:

- Radiografías necesarias:

- a) Anteroposterior de pelvis con el foco en la sínfisis pubis.
- b) Anteroposterior de la cadera a intervenir y con 20 cm de fémur proximal visibles.

c) Proyección lateral o axial.

- Pasos:

- a) Datos del paciente, diagnóstico, lado a intervenir y tipo de implante.
- b) Sobre la radiografía anteroposterior (Rx AP) de pelvis se traza una línea horizontal que una ambas tuberosidades isquiáticas, comprobando que comprende ambas corticales femorales.
- c) Marcar en la misma Rx el punto más proximal de ambos trocánteres menores.
- d) Medir la distancia desde el punto proximal del trocánter menor a la línea bi-isquiática. Cuanto mayor sea la distancia más corta estará la pierna. Si se presenta esta situación hay que anotar la diferencia de longitud de los miembros inferiores.
- e) Sobre la radiografía anteroposterior de la cadera se determina el tamaño apropiado, la posición y componente acetabular con las plantillas; después se marca el centro de rotación de la cadera.

Desde el punto de vista práctico, una planificación quirúrgica sería:

1. Nombre, apellidos y número de historia.
2. Edad y sexo.
3. Diagnóstico, tipo de implante cementado (sí/no, mixto).
4. Diferencia, si existe, de longitud de los miembros inferiores (MMII).
5. Cotilo: diámetro en mm, hemisférico, monobloque, perforado, insertos polietileno, cerámica, metal, tamaño interior.
6. Vástago: offset, número, si está cementado o no.
7. Corte del cuello a X mm por encima del trocánter menor.
8. Longitud del cuello de más de 3,5 mm de diámetro; cabeza en mm metálica/cerámica.
9. Con esta reconstrucción se alarga o no el miembro.
10. Equipo especial que se puede necesitar: a) cotilos y fresas más pequeñas de lo habitual; b) cabezas de 26 mm de diámetro si hubiese que utilizar cotilos pequeños; c) cables de Dall-Miles o material de osteosíntesis en caso de fractura; d) instrumental específico para extraer implante; cortar cerámica, etc.

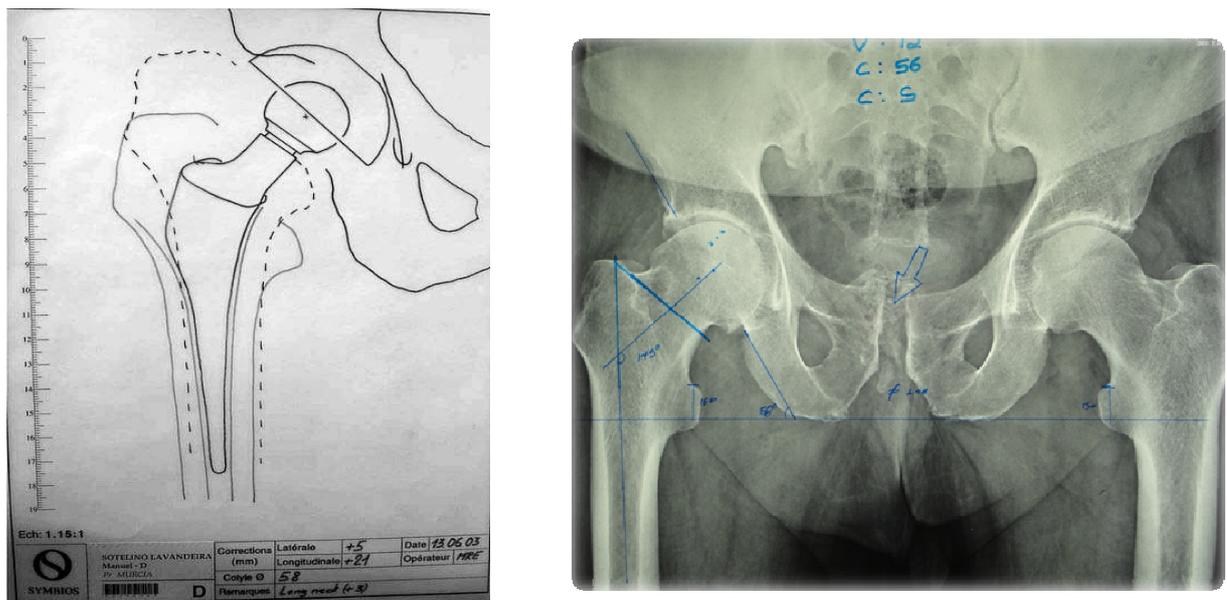


Fig.15 Plantillas de planificación prequirúrgica

### 1.8.B. Medidas intraoperatorias

Una de las mejores medidas para prevenir la luxación, que está documentalmente demostrada, es la correcta reparación y cierre de los tejidos seccionados para acceder a la articulación.

La mejor recomendación durante la realización de la cirugía es «no salir del quirófano con la más mínima duda sobre la estabilidad de la artroplastia que acabamos de realizar»<sup>92</sup>.

La elección de la vía de abordaje tiene un papel importante en la prevención de la luxación protésica. La vía posterolateral se asoció, en distintas series, con un riesgo aumentado de luxación posoperatoria.<sup>35,39,93,94,95</sup>

Se mencionan como causas posibles, el debilitamiento que provoca la capsulotomía posterior, junto con la tenotomía de los rotadores externos. Esto ha llevado, recientemente, a una tendencia a reparar en forma aumentada los elementos posteriores, con re inserción no sólo de los rotadores externos, sino también de la cápsula posterior, lográndose una menor incidencia de luxación posoperatoria con esta técnica.

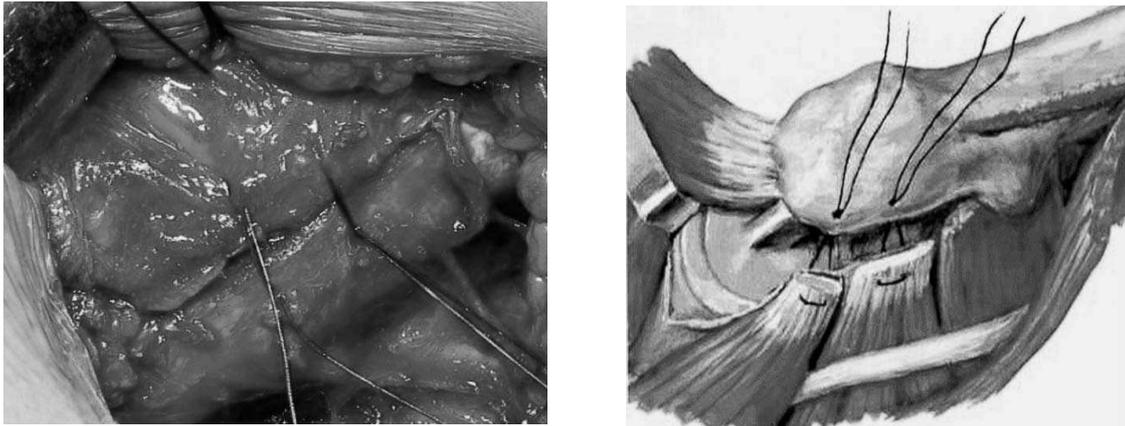


Fig.16 Detalle de reinserción tendinosa<sup>78</sup>

La posición del paciente en la mesa de operaciones es de suma importancia. La ubicación en decúbito lateral requiere atención especial, ya que una posición de excesiva flexión o extensión pelviana puede determinar una inadecuada posición del componente acetabular.

La vía de abordaje con menor incidencia de luxación en el postoperatorio es la anterolateral. Esta vía exige destreza en la colocación de los componentes protésicos, sobre todo el componente acetabular, que debe tener anteversión mínima.

La orientación de los componentes protésicos es el factor que más depende de la experiencia y la destreza del cirujano.<sup>33,34,36,38,46,48,54,96,97</sup>. Se debe procurar colocar los componentes en la posición óptima. Para ello se deben usar siempre los componentes de prueba para comprobar con ellos el arco de movimiento. Barrack y cols<sup>98</sup>, utilizando un modelo computarizado, definieron la posición óptima del componente acetabular (45° de abducción y 20° de anteversión). Un componente acetabular excesivamente vertical representa un riesgo de luxación con aducción máxima. Los acetábulos con orientación demasiado horizontal aumentan el riesgo de palanca del cuello femoral contra el reborde acetabular en posiciones de extensión-rotación internas. La excesiva anteversión aumenta el riesgo de luxación anterior, así como la insuficiente aumenta el riesgo de luxación posterior. La orientación del componente femoral también desempeña un papel de importancia en el riesgo de luxación.

La posición óptima del componente femoral es la de 15° de anteversión. La medición radiográfica posoperatoria es extremadamente difícil en cuanto a su precisión; el método más confiable es la medición mediante tomografía computarizada.

Otro factor que afecta la estabilidad del componente protésico es el sitio de implantación para el centro de rotación. De esto dependerá la eficiencia de los músculos abductores, la tensión de las partes blandas y la probabilidad de efectos de impingement de las partes blandas y óseas.

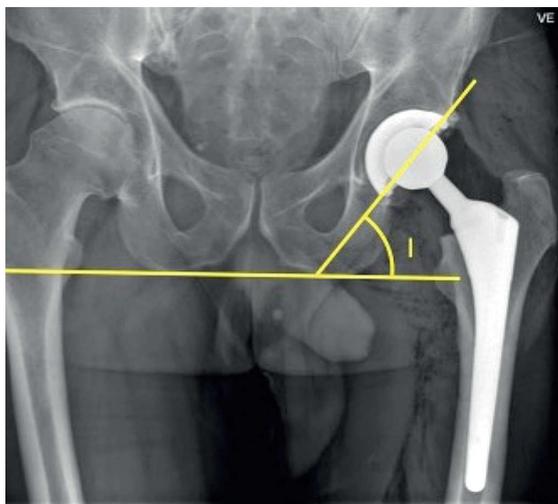


Fig.17 Medición de inclinación acetabular en radiografía AP de pelvis<sup>99</sup>

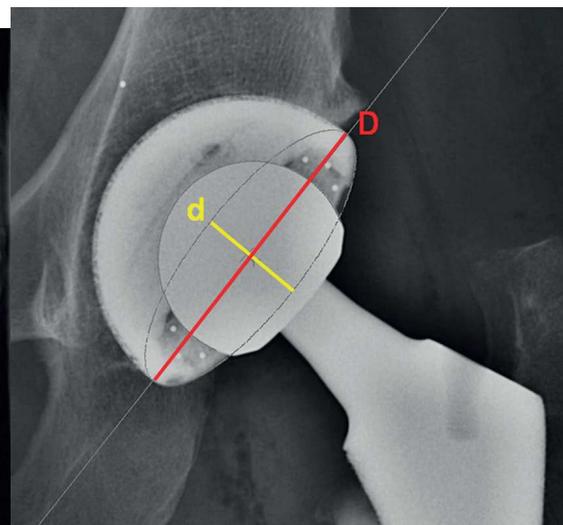


Fig.18 Medición de anteversión acetabular en radiografía AP de cadera<sup>99</sup>

Una medialización aumentada del cotilo puede provocar efectos de palanca del fémur contra la pelvis, sobre todo en flexión y rotación interna, y ocasionar la insuficiencia del mecanismo abductor glúteo. Esta desventaja biomecánica podría compensarse con una prótesis femoral de offset aumentado. Una posición excesivamente superior del componente acetabular representa un aumento de posibilidad del efecto de palanca entre el fémur y el isquion en aducción, extensión y rotación externa de cadera. En lo que respecta a las partes blandas existe insuficiencia del mecanismo abductor glúteo y acortamiento del miembro inferior.

La elección del implante es otro factor de importancia en la prevención de la luxación, fundamentalmente los factores relacionados con el diseño

protésico. Entre ellos se presentan: el offset del componente femoral, el diámetro de la cabeza femoral, la geometría del cuello femoral, la relación cabeza-cuello y el diseño del componente acetabular. Los diseños protésicos tradicionales tienen un offset de 40 mm. Diseños como el tallo Charnley de cuello con 2 mm de suplemento, tienen un offset de 35 mm, lo que en forma práctica lleva a un brazo de palanca abductora inadecuado, traduciéndose en la evolución clínica por un aumento del índice de luxación posoperatoria. El beneficio que proveen los implantes de offset aumentado es la restauración de la biomecánica de cadera y de la tensión del aparato abductor, sin un alargamiento del miembro operado.

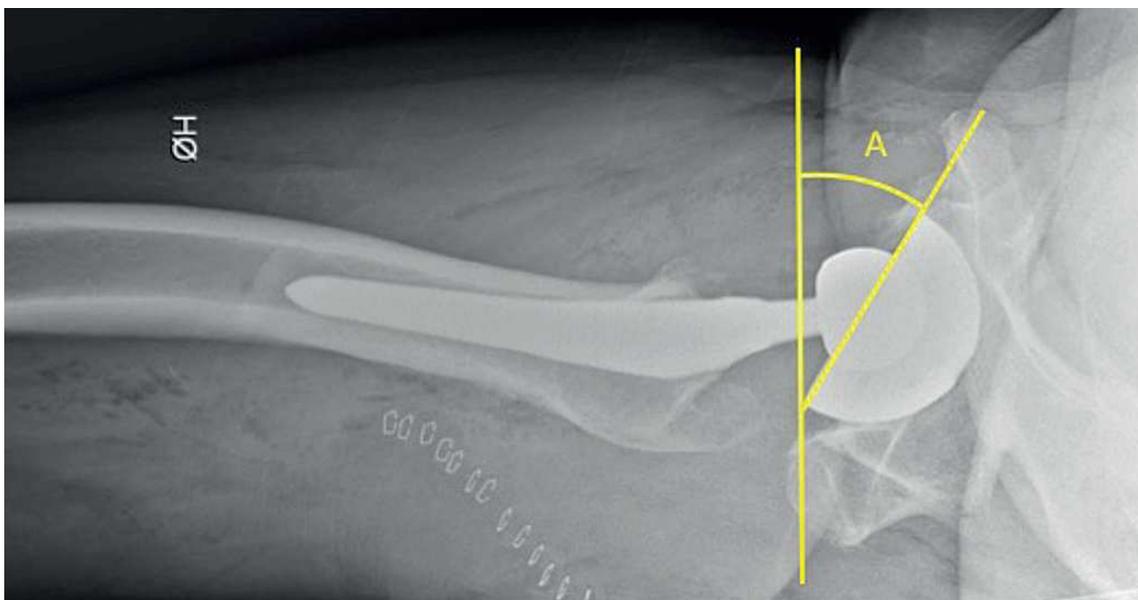


Fig.19 Medición de anteversión acetabular en proyección Crosstable de cadera<sup>99</sup>

El diámetro de la cabeza femoral es un tema controvertido. En teoría, a mayor tamaño de la cabeza femoral mayor es el arco de movilidad articular y también la distancia entre el cuello y el centro de la cabeza, reduciendo, por lo tanto, la posibilidad del “choque” contra el reborde acetabular. Sin embargo, la literatura especializada no ha demostrado fehacientemente una relación entre el diámetro de la cabeza femoral y la estabilidad del componente protésico.<sup>33,37,44,93,99</sup> La desventaja comprobada de las cabezas de gran

diámetro es el aumento del desgaste volumétrico del polietileno, que puede llevar al aflojamiento mecánico por osteólisis. En la actualidad se prefiere un balance entre el teórico aumento de la estabilidad y el desgaste, siendo de preferencia para los cirujanos el diámetro de 28 mm. Los materiales modernos con nuevas superficies permiten utilizar cabezas de mayor diámetro. En superficies como metal-metal, cerámica-cerámica y metal-polietileno *cross-linked* pueden utilizarse cabezas de 28, 32 y 36 mm.

La geometría del cuello femoral es fundamental; deben utilizarse de preferencia los diámetros reducidos. No son recomendables los modelos que, para aumentar la distancia entre el centro de la cabeza femoral y el cuello, colocan elementos que aumentan la posibilidad de “choque” con el reborde acetabular.

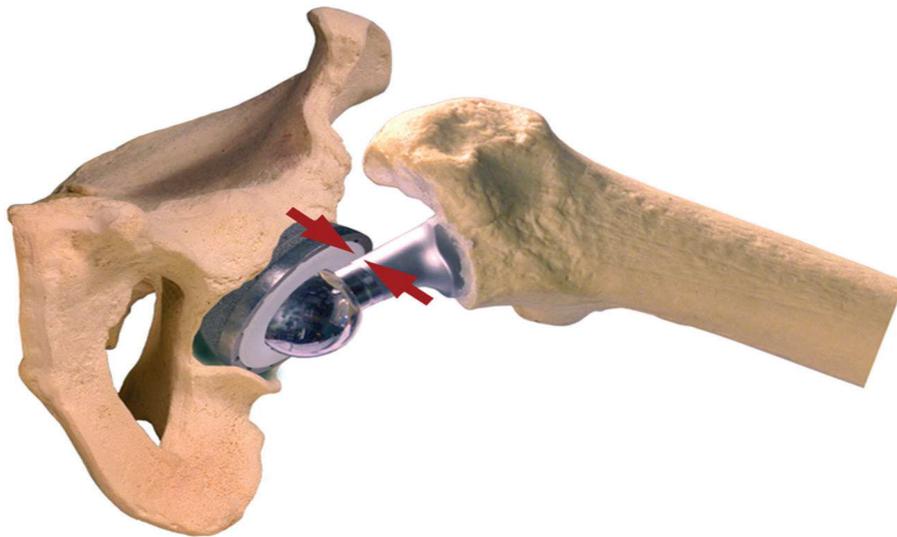


Fig.20 Ejemplo de conflicto protésico entre cuello y reborde acetabular<sup>101</sup>

Las paredes acetabulares aumentadas en el reborde del polietileno (“Cejas”) suelen ser un recurso que mejora la estabilidad del componente protésico; sin embargo, no todos los fabricantes tienen el mismo diseño; se comercializan modelos con rebordes muy pronunciados que dan estabilidad en cuanto a la luxación posterior, pero crean un factor de inestabilidad anterior por choque. Cobb y cols<sup>100</sup> encontraron que la utilización de paredes elevadas reduce el índice de luxación protésica en forma significativa en reemplazos

totales primarios cuando se utiliza la vía de abordaje posterior (no la anterior) y en la cirugía de revisión.

Conseguir orientar a 40° de inclinación requiere la medialización o desplazamiento superior del centro de rotación acetabular. El centro puede ser medializado hasta 7,5 mm o desplazado superiormente hasta 13 mm sin consecuencias clínicas. Trasladar cranealmente el centro de rotación da lugar a una cobertura que impide el choque de cuello en la cúpula de metal, pero puede reducir la longitud y el offset de la cadera, causando choque hueso-hueso. Las soluciones para estos problemas son un corte de cuello femoral óseo más alto, una cabeza modular mayor, un vástago de offset extendido, o una combinación de estos.<sup>101</sup>

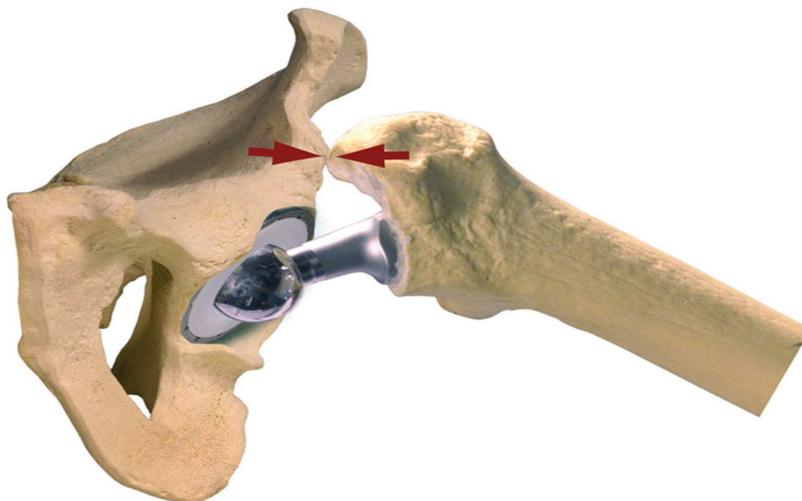


Fig.21 Ejemplo de Impingement hueso-hueso entre trocánter y pelvis<sup>101</sup>

Del mismo modo se debe comprobar la adecuada tensión de las partes blandas, utilizando si hace falta vástagos con lateralización extendida, y además tener en cuenta la calidad de la anestesia, pues no es infrecuente tener dificultades para reducir los componentes de prueba debido a la excesiva tensión o contractura muscular que puede modificarse en el transcurso de la intervención.

### 1.8.C. Medidas postquirúrgicas

Es fundamental la educación del paciente en las medidas que debe observar durante el postoperatorio inmediato.

Se debe aconsejar no utilizar asientos bajos, así como un suplemento para el inodoro, tener especial cuidado al entrar o salir de un automóvil y adoptar una posición adecuada al dormir (no dar vueltas en la cama). La mayoría de los centros entregan a los pacientes que van a ser intervenidos unas instrucciones escritas de las medidas que deben observar, tanto para el correcto funcionamiento de su implante como para mejorar su duración y evitar complicaciones.

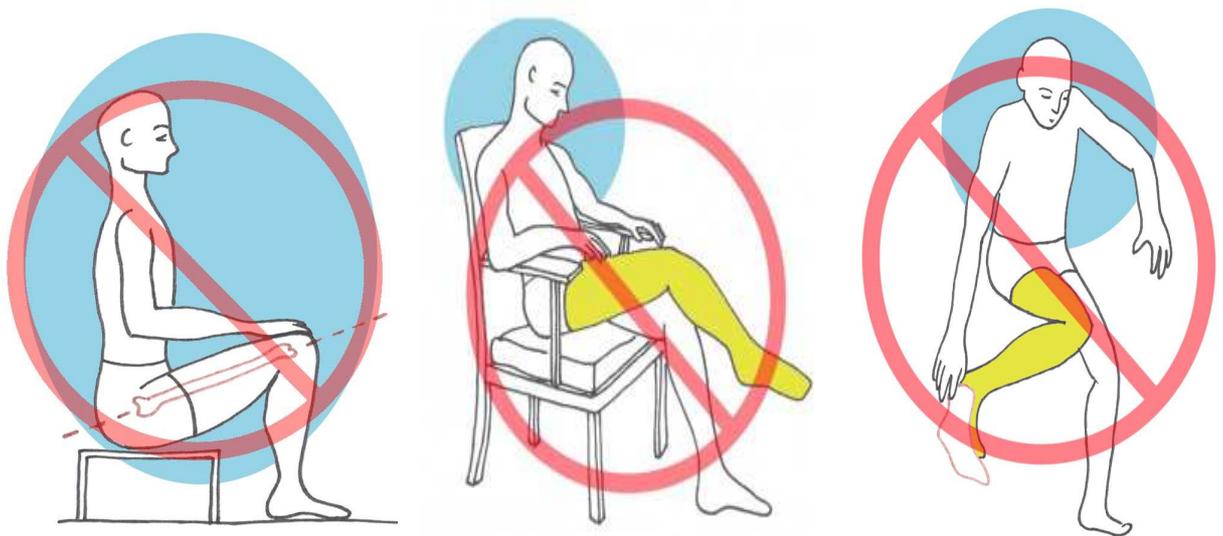


Fig.22 Medidas posturales (Evitar asientos bajos, cruce de piernas, posiciones forzadas en hiperflexión y rotación interna de la cadera)<sup>103</sup>

### 1.9. MANEJO TERAPÉUTICO

Todos los factores de riesgo citados pueden presentarse tanto en pacientes sometidos a cirugía primaria como en cirugía de revisión. A menudo con historias complejas y que obedecen a indicaciones variadas. En la literatura se opta por analizar el tipo de implante utilizado más que el tipo de

paciente. Por ese motivo, en muchas de las series publicadas, los autores analizan el problema de forma conjunta aunque, como ya se ha mencionado, en cirugía de revisión la incidencia es mayor. La mayoría de luxaciones ocurren en el postoperatorio inmediato y, en ocasiones, son tratadas con éxito de forma conservadora. Pero en otros casos, la inestabilidad articular es de difícil solución, con una incidencia de nueva luxación, tras una primera vez, de entre un 8,2 a un 51%. Se han descrito varias técnicas quirúrgicas para tratar la cadera inestable, tales como la corrección de los componentes mal orientados<sup>98,102</sup>, el uso de un inserto con ceja antiluxante, el aumento del diámetro de la cabeza femoral, la colocación de una articulación bipolar o tripolar<sup>19,102</sup> la actuación sobre partes blandas<sup>103,104,105</sup> y/o la utilización de implantes de doble movilidad<sup>107,108</sup>.

No obstante, en algunos pacientes ninguna de estas medidas es capaz de proveer y mantener la estabilidad. Por este motivo, el cotilo constreñido o autorretentivo suele utilizarse cuando otros métodos fallan. La elección del modo de tratamiento (quirúrgico o no) depende de múltiples factores; los episodios recidivantes, el tiempo transcurrido desde la cirugía, y factores específicos de cada paciente son algunos ejemplos.

La gestión de la artroplastia dislocada es difícil. El sesenta por ciento de las luxaciones ocurren dentro de las primeras 5 semanas, y la mayoría de estas caderas pueden ser tratarse mediante reducción cerrada. No se produce más episodios de inestabilidad en alrededor del 67% de estos pacientes<sup>39</sup>.

Lamentablemente, se ha reportado que el éxito de la cirugía para inestabilidad crónica representa solo el 60% a 75% de los pacientes<sup>109,110</sup>.

Alrededor del 1% de las artroplastias primarias de cadera van a necesitar tratamiento quirúrgico a causa de una luxación. La luxación recidivante es, probablemente, la causa más frecuente de reoperación temprana después de una artroplastia de cadera.

Cuando se decide realizar el tratamiento quirúrgico, es primordial entender varios factores para lograr un buen resultado. Primero, determinar la dirección de la luxación, si esta es anterior o posterior y, en segundo término, diagnosticar su etiología (p. ej., mala orientación de los componentes, laxitud de las partes blandas, paciente alcohólico).

### 1.9.A. TRATAMIENTO NO QUIRÚRGICO

La mayoría de las publicaciones reconocen que alrededor del 75% de las artroplastias luxadas se pueden tratar conservadoramente.

El tratamiento inicial de la luxación protésica de cadera es la reducción cerrada. La realización de este procedimiento generalmente se recomienda sea realizada en un periodo de tiempo de pocas horas tras el evento y con el paciente bajo sedación, ya que la tensión muscular y dolor generalmente impiden una reducción adecuada.

Se ha propuesto una “vía rápida para reducción protésica”, donde ante una alta sospecha de luxación en el triaje de entrada a Urgencias, el paciente se traslada directamente, obviando el examen radiográfico convencional, a la sala de quirófano donde se realiza fluoroscopia para confirmar la lesión y en caso positivo, inicio del acto anestésico para la reducción cerrada. Logrando así un descenso en la demora y estancia hospitalaria.<sup>111</sup>

Existen varios métodos de reducción de una luxación de cadera (Allis, Stimson, Bigelow) (Fig.23). El método de reducción más recomendable para las luxaciones posteriores es la tracción longitudinal con la cadera en ligera flexión, esto con la intención de llevar la cabeza femoral hacia una posición más anterior quitando del camino las estructuras que mantienen la cadera luxada. En caso de una luxación anterior, se debe realizar la maniobra de manera inversa. Se debe tener en consideración, y a pesar de que no suele suceder a menudo, intentar no desplazar los componentes en las prótesis modulares entre sí, como entre polietileno y cotilo, entre cabeza y cuello, entre los componentes de un dispositivo bipolar o la desinserción de la musculatura trocantérea con maniobras de alta energía.

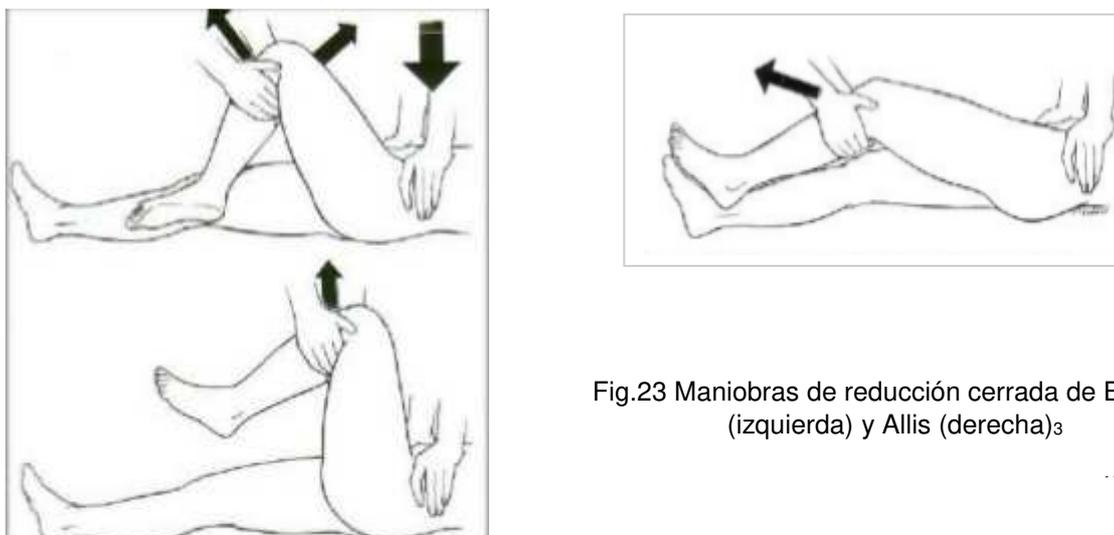


Fig.23 Maniobras de reducción cerrada de Bigelow (izquierda) y Allis (derecha)<sup>3</sup>

Una vez lograda la reducción la cual generalmente se confirma con un chasquido audible, una posición y longitud normal de la extremidad y la recuperación de los arcos de movimientos de la cadera, hay que confirmar el éxito con una radiografía anteroposterior de la cadera.

No siempre va a ser posible la realización de una reducción cerrada, en cuyo caso deberá optarse por la reducción abierta. Esta circunstancia se produce cuando existen partes blandas interpuestas o por la presencia de otro material como puede ser cemento que impediría la reducción. El porcentaje de luxaciones que deben reducirse de forma abierta varía según las publicaciones entre el 0% y el 36%.<sup>112</sup>

Los resultados publicados con la reducción cerrada de la luxación e inmovilización posterior son dispares según el estudio, con tasas de estabilidad de la artroplastia de entre el 60% al 80%.<sup>46,112</sup>

Tras la reducción, si los componentes protésicos se encuentran bien orientados y no se observan signos de aflojamiento en la radiografía, se debe realizar una restricción del movimiento de la cadera durante un tiempo.

Cuando se realiza una reducción protésica cerrada, suele limitarse la movilidad del miembro utilizando tracción de partes blandas durante unos días, un inmovilizador inguinomaleolar, valva larga o calza de yeso para limitar la flexión de la rodilla y disminuir el riesgo de luxación posterior (flexión, rotación interna y aducción). Utilizar una bota de yeso antirrotatoria evita la rotación externa y el riesgo de luxación anterior cuando sea el caso. Estos métodos de tratamiento, mantenidos por 4 a 6 semanas, permiten la cicatrización de la cápsula articular y disminuyen significativamente la reincidencia de luxación.<sup>91</sup> El tiempo adecuado de inmovilización después de una reducción cerrada se desconoce, pero se considera que de 6 a 8 semanas es un tiempo razonable para una adecuada cicatrización de la cápsula articular. Estas pautas postreducción se utilizan preferentemente en Estados Unidos. En nuestro medio se utiliza con más frecuencia un botín de yeso antirrotatorio por espacio de tres semanas, y posteriormente se continúa con la férula limitadora de la movilidad. La espica de yeso debe colocarse desde los pies hasta encima de la rodilla en una posición de 20º de flexión, 10º de abducción y ligera rotación

externa en las luxaciones posteriores o rotación interna en las luxaciones anteriores.<sup>46</sup> En caso de recurrencia en pacientes que no se apegan a las medidas preventivas se puede recurrir a inmovilizadores en abducción de cadera, sin embargo, éstos generalmente no son necesarios cuando el paciente tiene los cuidados necesarios y entiende la biomecánica del problema. Las ortesis de cadera deben producir un bloqueo de la flexión a 60° y una abducción de 10°. <sup>27,112</sup> Si existen problemas de tensión de partes blandas se debe bloquear la ortesis en extensión durante 3 meses. Se han publicado resultados similares tanto con el uso de la espica de yeso como con la ortesis, sin bien la ortesis es mejor tolerada por los pacientes por lo que actualmente la espica de yeso está en desuso. DeWal<sup>113</sup> en un estudio realizado sobre la eficacia del brace u ortesis tras la reducción de la luxación para evitar recidivas no encuentra diferencia alguna con respecto a otro grupo en el que no se utilizó el brace por lo que lo considera ineficaz o al menos controvertida su indicación.

El tratamiento conservador es el elegido en pacientes que se presentan con un primer episodio de luxación de prótesis de cadera, siempre y cuando no se evidencie una alteración que sea indicación de tratamiento quirúrgico por sí sola en el estudio de imagen inicial.

De manera profiláctica y de acuerdo con las características de cada paciente, se deben de recalcar las precauciones de las posiciones y movimientos de riesgo para evitar una nueva luxación. Aproximadamente 2/3 partes de los pacientes que presentan una luxación temprana responden adecuadamente a un tratamiento no quirúrgico, mientras que si ésta es tardía, la probabilidad de que el paciente requiera de una cirugía de revisión es de 50%.<sup>114</sup>

La mayoría de las luxaciones protésicas ocurren inmediatamente después del reemplazo articular primario. En general, el primero y el segundo episodio son manejados con reducciones cerradas. Esto no es así cuando la luxación está asociada con una inadecuada orientación de los componentes, o cuando la reducción no puede realizarse en forma cerrada, como ocurre cuando se interpone algún elemento que impide la reducción (p. ej., la cápsula articular).

Si la luxación se produce transcurridos más de tres meses desde la implantación de la prótesis algunos autores <sup>70,71</sup> recomiendan la revisión

quirúrgica, pues la inestabilidad suele deberse a malposición de los componentes protésicos o al fracaso del mecanismo abductor. Si han transcurrido más de 5 años la luxación suele ser debida a distensión de partes blandas o a un desgaste del polietileno.<sup>112</sup>

Los episodios de luxación recurrente requieren casi siempre tratamiento quirúrgico. Cuando el estado clínico del paciente contraindique la cirugía, la prolongación del uso de inmovilizadores es una alternativa posible.

### 1.9.B. EVALUACIÓN DE LA PRÓTESIS DE CADERA INESTABLE

Ya se ha comentado la importancia del interrogatorio para determinar los movimientos que han producido el episodio de luxación. Es preciso conocer cuál ha sido el mecanismo desencadenante, la dirección de la inestabilidad y el momento o tiempo transcurrido desde la cirugía. Antes de instaurar el tratamiento es preciso determinar cuál ha sido la causa de la luxación, lo cual es complejo y sin duda lo más dificultoso de todo el proceso terapéutico de la inestabilidad en la artroplastia de cadera. Sin el claro conocimiento de la causa que ha determinado la inestabilidad difícilmente llegaremos al éxito en el tratamiento, que como veremos, ofrece múltiples posibilidades siempre orientadas al tratamiento de la causa que produjo la inestabilidad.

Para conocer la causa de la inestabilidad utilizaremos:

a. Exploración:

Es preciso conocer, si es posible, la movilidad que tenía con anterioridad a la luxación, pues una movilidad amplia indicaría una distensión capsular. Igualmente es necesario conocer si existía deficiencia muscular sobre todo de la musculatura abductora.

b. Valoración radiológica:

La valoración radiológica de la artroplastia de cadera es compleja. Es preciso determinar la posición y orientación de los componentes, así como su fijación y desgaste, longitud del cuello (Vuelo-offset), relación cabeza cuello,

presencia de osteofitos o cemento que pudiera causar rozamiento y posición del trocánter mayor.

La evaluación se realiza mediante radiografías simples anteroposterior y lateral (Axial). La valoración de la posición del cotilo en proyección anteroposterior se realiza fácilmente midiendo el ángulo de inclinación, siendo más compleja la determinación del ángulo de versión, que puede realizarse mediante trigonometría viendo la elipse máxima y mínima de los alambres marcadores del cotilo en los cementados o bien del propio cotilo en los no cementados. Woo<sup>39</sup> establece como sistema de evaluación del componente acetabular la proyección antero-posterior para el ángulo de inclinación o apertura y Daly<sup>109</sup> la proyección lateral o axial para calcular la versión, exigiendo una proyección radiológica muy precisa. De cualquier forma esta valoración de la versión es difícil y difiere en dependencia de si la radiografía está centrada en el pubis o en la cadera.

Determinar la posición de versión adecuada del vástago femoral es mucho más complejo e incierto. Se podría realizar con radiografías de cadera en proyección de Crosstable, para ello es necesario un protocolo conjunto con Servicios de Diagnóstico por la Imagen.

c. Valoración de la causa de inestabilidad

Los factores de riesgo relacionados con la técnica quirúrgica son:

- A. Abordaje quirúrgico
- B. Orientación de los componentes
  - a. Orientación acetabular
  - b. Orientación femoral
- C. Diámetro de la cabeza femoral
- D. Restauración del offset
- E. Restauración de la longitud femoral
- F. Impingements
- G. Estado de las partes blandas.

## A. ABORDAJE QUIRÚRGICO

El abordaje posterolateral se asocia con una mayor tasa de luxación (corresponde a un 3,23%, seguida de la vía anterolateral con un 2,18%, la transtrocanterea con un 1,27% y la anterior directa con un 0,55%).<sup>22</sup>

## B. ORIENTACIÓN DE LOS COMPONENTES

La posición subóptima de los componentes frecuentemente da lugar a luxaciones tempranas o tardías, pero puede ser difícil demostrarlo.

### a. Orientación acetabular

Lewinnek et al<sup>70</sup> definieron la zona de seguridad de  $40^{\circ} \pm 10^{\circ}$  de inclinación y  $15^{\circ} \pm 10^{\circ}$  de anteversión. Sin embargo, existen muchos casos de cotilos situados fuera de este rango, pero no han sufrido episodios de luxación. La inclinación puede medirse con fiabilidad en una radiografía simple, el ángulo de anteversión con menor precisión. Así, aunque se han desarrollado numerosos protocolos de medición radiográfica y mediante tomografía, los valores a menudo varían entre mediciones. Este suceso guarda relación con la variación de la orientación del acetábulo en relación con los movimientos de la pelvis y la posición del cuerpo, por lo que diferentes autores realizan protocolos de medición radiográfica teniendo en cuenta la báscula pélvica en las posiciones de decúbito, sedestación y bipedestación.<sup>115</sup>

Por tanto, antes de diagnosticar una malposición del componente acetabular, es preciso considerar los protocolos de medición. En caso de no realizarlos, podemos sobrediagnosticar este problema, con el consecuente proceso quirúrgico inapropiado y resultado insatisfactorio.

Proponer zonas de orientación segura más concretas o la medición exhaustiva hacia ángulos medios de anteversión e acetabular no fueron apoyados estadísticamente para reducir la tasa de dislocación. Sin embargo, las dislocaciones tienden a aumentar en desviaciones alejadas de la media. La zona segura de Lewinnek no se puede justificar, basándonos en las evaluaciones realizadas por 11 artículos.<sup>116</sup>

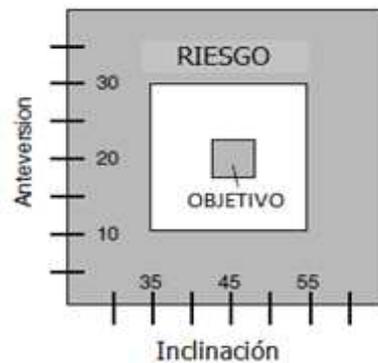


Fig.24 Zona de seguridad. 99

4 de estos artículos no encontraron resultados estadísticamente significativos en la reducción de la tasa de dislocación de la cadera en comparación con 2 artículos que sí encontraron un resultado estadísticamente significativo (Lewinnek et al<sup>70</sup>, 1978). 5 estudios fueron capaces de identificar las orientaciones “objetivo” de anteversión e inclinación que reducía el riesgo de dislocación (Lewinnek et al. 1978, Biedermann et al<sup>71</sup> 2005, Grammatopoulos et al<sup>117</sup> 2015, Danoff et al<sup>118</sup> 2016, García-Rey y García-Cimbrelo<sup>119</sup> 2016). En comparación, 4 artículos identificaron zonas objetivo sin diferencia en la tasa de dislocación. 2 de estos estudios identificaron un rango relativamente estrecho de 10-15 grados para la anteversión de la copa (Dudda et al<sup>120</sup>, 2010, Jørgensen et al<sup>121</sup>, 2014).

También es importante señalar que una gran proporción de los componentes acetabulares estudiados, se sitúan fuera de las zonas objetivo propuestas. En algunos casos, esto sugiere que estas zonas objetivo deben redefinirse o que son poco realistas y deben aumentarse.

Una limitación es que todos los estudios radiográficos se basan en una única proyección en un momento concreto del tiempo mientras que la relación entre la columna vertebral y la pelvis es dinámica. Si bien, la posición de la pelvis en bipedestación está bien correlacionada con la posición del acetábulo, esta varía durante la marcha, con implicaciones particulares para el desgaste y la sobrecarga del inserto.<sup>122</sup>

El conocimiento de la inclinación pélvica preoperatoria debe ser un factor a considerar a la hora de determinar la posición óptima para el

componente acetabular de cada paciente. La rotación de la pelvis en el plano coronal durante la adquisición de las radiografías influye en las mediciones de Incidencia Pélvica (PI), Inclinación Pélvica (PT) y Pendiente Sacra(SS).

Se produce un error sustancial de las mediciones PI, PT y SS con una rotación pélvica en el plano coronal de 20°. La discrepancia en longitud de miembros inferiores hasta 5 cm parece tener un valor insignificante de influencia sobre las mediciones PI, PT y SS.<sup>123</sup>

La orientación óptima del cotilo puede ser distinta para lograr cumplir a la vez los objetivos de: máxima estabilidad de la cadera, ROM libre de impactos y minimización de la presión de contacto durante la marcha y otras actividades. Sin embargo, una mejor comprensión de la inclinación pélvica puede permitir un tratamiento específico de cada paciente más óptimo para la consecución de estabilidad, movimiento y minimización del desgaste, reduciendo potencialmente la incidencia de inestabilidad y desgaste, los motivos más comunes para la revisión artroplastia de cadera.<sup>122</sup>

Los sistemas de navegación pueden ayudar a la posición óptima de componentes protésicos, reduciendo sustancialmente la proporción de acetábulos implantados fuera del rango seguro de inclinación y anteversión, en comparación con la cirugía instrumentada, como ha sido descrito en un estudio prospectivo elaborado por Parrate et al<sup>124</sup> Sin embargo, la dificultad para identificar los referentes anatómicos para determinar el plano pélvico anterior, han llevado a algunos grupos a usar la navegación basándose en cinemática articular.

Un medio para obviar la necesidad de navegación puede consistir en posicionar el borde de la infero-medial del cotilo paralelo al ligamento transacetabular. En manos de un grupo japonés, este método produjo 21,2° de media anteversión, sin diferencias significativas entre los pacientes con y sin displasia de cadera<sup>57</sup>.

#### b. Orientación femoral

La anteversión del componente femoral es más fácil de determinar, midiendo el ángulo entre el eje del cuello protésico y la línea tangente a los cóndilos femorales posteriores en una TC. Este valor a menudo difiere de la estimación del cirujano, en una media de 16,8 ° según un estudio de Dorr<sup>91</sup>.

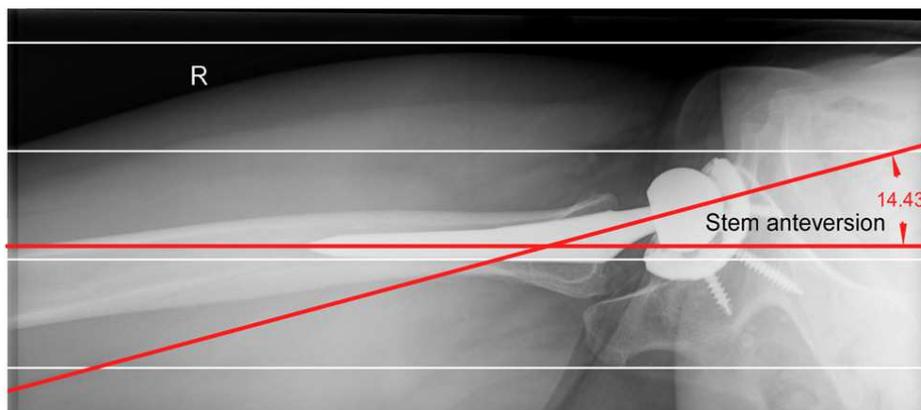


Fig.25 Medición de la anteversión femoral mediante RX en proyección Crosstable<sup>91</sup>

### C. DIÁMETRO DE LA CABEZA FEMORAL

El diámetro de la cabeza femoral influye en la estabilidad de la articulación protésica. En un estudio de Berry et al<sup>20</sup>, las cabezas femorales de 22 mm de diámetro se asociaron con mayores tasas de dislocación (riesgo relativo para la luxación 1'7 veces mayor en cabezas de 22 mm y 1'3 veces mayor usando cabezas 28 mm en comparación con cabezas de 32 mm de diámetro). Un diámetro mayor de la cabeza incrementa la relación cabeza / cuello y retrasa el contacto entre el cuello y la copa.

### D. RESTAURACIÓN DEL OFFSET FEMORAL

Este punto es crucial para la estabilidad de la cadera, la movilidad y la eficiencia óptima del músculo abductor. El offset femoral medido en las radiografías varía con la anteversión femoral. Merle et al<sup>125</sup> informaron de subestimación en las radiografías pélvicas anteroposterior, con una precisión mejorada en radiografías de cadera anteroposterior. La navegación y la planificación preoperatoria tridimensional pueden mejorar la restauración del offset nativo.<sup>126</sup>

## E. RESTAURACIÓN DE LA LONGITUD DEL MIEMBRO

La restauración de la longitud de la pierna también mejora la estabilidad, manteniendo la tensión muscular. Una evaluación clínica y radiológica de la longitud, aunque obligatoria, se asocia con numerosos errores, sobre todo en los pacientes con prótesis de cadera contralateral.

## F. IMPINGEMENTS

El contacto entre el cuello y la cúpula acetabular es la forma más común. La cabeza más pequeña y el cuello más ancho se asocian con un contacto anterior del cuello-copa durante los movimientos de la cadera. Una cabeza femoral con faldón o un polietileno prominente aumentan el riesgo de contacto. El contacto no deseado también puede ocurrir entre el cuello y un osteofito, un fragmento de cemento o tejidos blandos hipertrofiados u osificados. Cuando se medializa, la metáfisis femoral puede contactar con la pelvis, ya sea directamente o a través de los tejidos blandos.

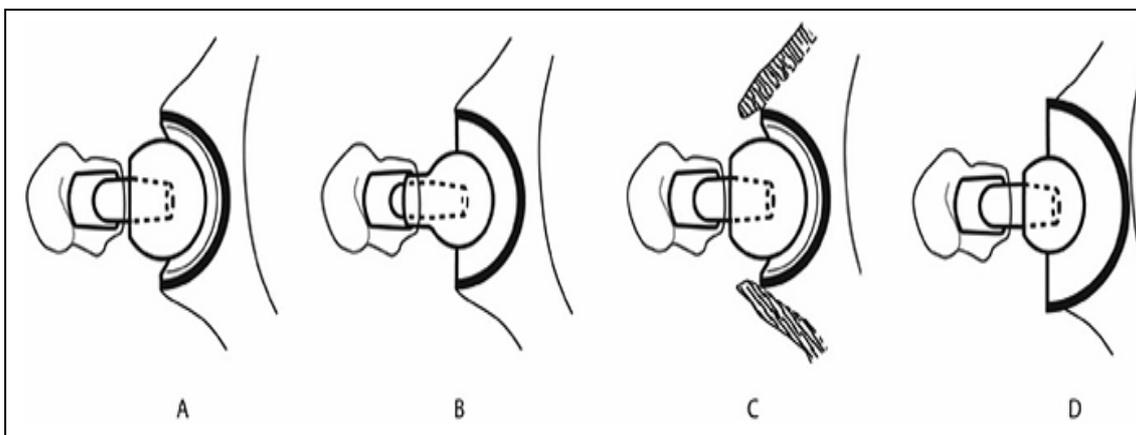


Fig.26 Tipos de Impingement. Ausencia (A); Tipo CAM por cabeza femoral de pequeño tamaño y cuello con faldón (B); Tipo pincer por persistencia de osteofitos(C); Combinada (D) con ratio cabeza-cuello inferior a 2 sobre acetábulo de gran diámetro y polietileno sin chaflanes.<sup>101</sup>

## G. ESTADO DE LAS PARTES BLANDAS

El daño tisular (deficiencia en la cicatrización de un abordaje posterior o antero-lateral) explica muchas dislocaciones pero es difícil de demostrar antes de la cirugía de revisión.

El aparato abductor es un importante estabilizador de la cadera. Cuando es deficiente, el riesgo de luxación se incrementa en forma considerable.

Las causas pueden ser diversas: causas neurológicas (disfunción del nervio glúteo superior), pseudoartrosis con migración proximal en el caso de utilizar la vía transtrocanterea, fractura del trocánter con migración proximal de este, y también cuando el motivo de la artroplastia es una fractura medial en un paciente laxo o con debilidad muscular (ancianos), etc. En los casos de pseudoartrosis o migración trocanterea, la reparación quirúrgica con placa trocanterea suele ser la solución adecuada. El restablecimiento de la tensión de las partes blandas es fundamental para mantener la estabilidad de la cadera. La avulsión y ascenso del trocánter mayor osteotomizado supone un riesgo, por lo que se ha aconsejado la reinserción profiláctica del mismo, descendéndolo y adelantándolo para limitar la rotación interna. Sin embargo el 80% de las prótesis luxadas, que presentaban ausencia de unión del trocánter, permanecieron estables después de la reducción cerrada inicial, por lo que la reinserción del mismo parece aconsejable sólo si se producen recidivas.<sup>127</sup>

Así, la inestabilidad en una PTC puede estar relacionada con una causa única y el tratamiento es relativamente fácil. En la mayoría de los casos, sin embargo, múltiples factores están involucrados, lo que complica la gestión terapéutica.

### 1.9.C. TRATAMIENTO QUIRÚRGICO

El mejor conocimiento de la inestabilidad y las causas que la originan, junto con el avance tecnológico<sup>20</sup> hace que los resultados que se obtienen hoy día con el tratamiento quirúrgico de la inestabilidad sean mejores. El momento de presentación de la luxación también interviene en los resultados, ya que las que ocurren durante el período precoz, es decir, durante las 4-5 semanas,

tienen menos posibilidades de convertirse en recidivantes que las que aparecen tardíamente.

La tasa de éxito del tratamiento quirúrgico se sitúa alrededor del 60% y puede depender en parte de la etiología de la inestabilidad.<sup>128</sup>

En general se admite que el tratamiento quirúrgico debe tenerse en cuenta a partir del tercer o cuarto episodio, cuando hay evidencias radiológicas de desgaste de polietileno y/o hay mal alineamiento o falla de los componentes protésicos, el tratamiento quirúrgico está indicado siempre teniendo en cuenta la salud y nivel de actividad del paciente.<sup>112</sup>

Existen múltiples opciones de tratamiento quirúrgico para intentar lograr la estabilidad protésica. La realización de un procedimiento u otro dependerá obviamente de la causa de inestabilidad. Para ello es necesario determinar preoperatoriamente, con la dificultad que ello implica, la causa o causas más probables de la inestabilidad, para realizar la técnica quirúrgica más adecuada para su resolución. El desconocimiento o falta de determinación en la causa de la inestabilidad conlleva frecuentemente el fracaso del tratamiento.<sup>19,109</sup>

Estos procedimientos son:

1. Revisión de los componentes protésicos (Modulares)
  - a. Cambio del diseño del componente acetabular.
    - I. Cotilo de borde elevado
    - II. Suplementos
    - III. Cambio de polietileno
    - IV. Cotilos constreñidos
    - V. Sistemas de doble movilidad
  - b. Aumento del tamaño de la cabeza femoral.
  - c. Aumento de la longitud del cuello femoral.
2. Revisión de los componentes protésicos (Fijos)
3. Eliminación del efecto choque o compresión.
4. Avance trocantérico o re inserción de pseudoartrosis trocantérica.
5. Procedimientos sobre partes blandas.
6. Conversión a hemiartroplastia.
7. Artroplastia de resección (Girdlestone)

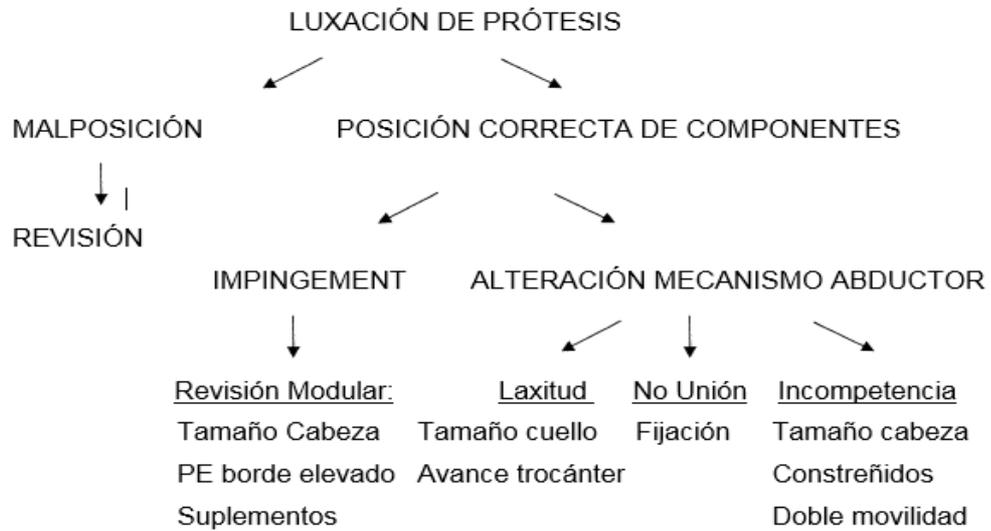


Fig.27 Esquema manejo quirúrgico



Fig.28 Elementos modulares<sup>109</sup>

### 1) REVISIÓN DE COMPONENTES PROTÉSICOS MODULARES

El intercambio de componentes modulares se suele reservar para los pacientes que no tienen una malposición grosera de los componentes fijos o disfunción de los abductores.

Uno de los problemas más frecuentes por los que el paciente presenta inestabilidad recurrente temprana es la inadecuada orientación de los componentes protésicos. El cambio de uno o varios de los componentes en las prótesis modulares es una alternativa muy atractiva ya que supone una opción en la cual no se requiere la retirada de componentes fijos, evitando sacrificar la reserva ósea que esto supone y corrigiendo la orientación y desgaste si es el caso. Con esta opción se pretenden dos cosas: permitir una adecuada contención de los componentes con los movimientos de la cadera y mejorar la relación cabeza-cuello, aumentando de manera importante la estabilidad de la prótesis. Esto se puede lograr realizando un cambio del polietileno para alojar una cabeza de mayor tamaño, siempre teniendo en cuenta que se debe conservar un grosor mínimo de 4 mm (ya que de lo contrario, la vida de la prótesis se reduce de manera significativa) e incluso usar insertos de polietileno con bordes elevados que den mayor contención. Sin embargo, es necesario cerciorarnos de que la posición del acetábulo no sea irregular, cayendo en la tentación de no revisar este componente completamente por que se encuentre bien fijado. En este sentido, se han obtenido tasas de fracaso muy altas al revisar el polietileno de forma aislada.<sup>129</sup>

Brogan<sup>130</sup> ha descrito una técnica que implica el fresado de un inserto de polietileno bien fijado con preservación del cemento, en la cual se hacen agujeros para la fijación de un nuevo cotilo. Esta técnica conserva el stock óseo y disminuye la invasividad del procedimiento de revisión. De manera similar, en los pacientes que tienen un acetábulo no cementado y bien fijado, se puede cementar un inserto de polietileno en la posición apropiada. La tasa de supervivencia a 5 años con este método fue del 78% en un estudio de Beaulé et al<sup>131</sup>.

Colocar cabezas de mayor tamaño incrementa el arco de movimiento necesario para que se luxa la prótesis.<sup>132,133</sup>

Otro método de estabilización consiste en incrementar la profundidad de la copa. Los insertos de bordes elevados fueron sugeridos por primera vez por Charnley en 1979. Permiten la estabilización manteniendo la misma cúpula, lo que disminuye el tiempo y agresión quirúrgica. McConway et al <sup>134</sup> informaron una tasa de recurrencia del 1,6% en 302 casos después de un seguimiento medio de casi 7 años y con menos del 2% de acentuación de líneas

radiolúcidas. Sin embargo, están asociados con impingement, incremento de tensiones mecánicas y debilitamiento del polietileno por las trayectorias de los tornillos. Además, estos dispositivos disminuyen el rango de movilidad de prótesis en hasta un 40%.



Fig.29 Diversidad de Combinaciones<sup>109</sup>

Otro de los componentes que se pueden modificar es la altura del cuello, permitiendo acortar o aumentar el *offset*, dando mayor tensión a la musculatura abductora al presionar la cabeza femoral en la cavidad acetabular. El cirujano debe evaluar y eliminar cualquier tejido blando u osteofito que provoque un conflicto de choque.

En estos pacientes, el intercambio modular de componentes ha sido reportado como exitoso en 69% a 96% de los pacientes. <sup>100,102,135,136</sup>

a. Cambio del diseño del componente acetabular.

*1. Cotilo con borde elevado*

Existen en el mercado implantes acetabulares diseñados para prevenir la luxación de la cabeza femoral consistentes en un labio o borde elevado desde 10° a 20° que aporta una mejor cobertura (Fig.30).

La colocación de este borde en posición posterior incrementa la estabilidad en flexión y rotación interna, evitando la luxación posterior, pero a expensas de reducir la extensión y rotación externa.

Sultan y cols<sup>137</sup> observan que la rotación interna necesaria para producir una luxación protésica en pacientes con reborde elevado respecto a aquellos con componente acetabular estándar debía de ser 8'9° mayor. Tanto en

pacientes con cabeza femoral de 28 mm como aquellos con cabeza de 32 mm el uso de un acetábulo con borde elevado permitiría mayores grados de rotación interna antes de producirse la luxación de la artroplastia.

Otro problema asociado a este tipo de implantes es que el cuello hace palanca contra el reborde aumentando las cargas aplicadas sobre el cotilo, lo que conduciría teóricamente a un aflojamiento más rápido.

Un tercer problema asociado a este tipo de implante es el mayor riesgo que existe de producirse una luxación anterior.

En definitiva, lo que sí ha sido evidenciado es que contribuyen a la estabilidad de la cadera, especialmente reduciendo la tasa de luxaciones posteriores. Su utilización rutinaria estaría indicada en casos con especial riesgo de inestabilidad, como es el caso de cirugía de la artritis reumatoide cuya tasa de luxación es del 10%, es decir, el triple que en la artrosis.<sup>55</sup>



Fig.30 Polietileno con borde elevado<sup>102</sup>



Fig.31 Suplemento de polietileno<sup>102</sup>

## II. Suplementos

### a) Reorientación con suplementos oblicuos

Permiten reorientar el componente acetabular (Fig.31). Se ha objetivado en el laboratorio un aumento de la flexión y rotación interna permaneciendo la cadera estable a expensas de disminuir la extensión y rotación externa en extensión. Parece preferible este diseño al del reborde posterior.

## b) Lateralización con suplemento adaptado

Puede estar indicado en casos con protrusión en los que interese lateralizar o desplazar hacia externo el centro de la cabeza femoral protésica, no variando el rango de movilidad.

## c) Suplemento con un segmento de cúpula adicional

Recomendado por autores suecos<sup>138</sup> consiste en colocar un suplemento acetabular sin tocar el componente acetabular bien cementado. No está demostrada su eficacia pues hay publicaciones en ambos sentidos. De cualquier forma hay muy poca experiencia en estos suplementos.

Charlwood y cols<sup>139</sup> diseñan un dispositivo metálico con polietileno añadido en forma de ceja en el reborde del acetábulo protésico en posición posterior para tratar la luxación recidivante posterior. Esta indicado cuando no hay malposición evidente de componentes y tiene la ventaja de ser menos agresivo que un recambio protésico. Publican 21 casos sin recidiva de la luxación.

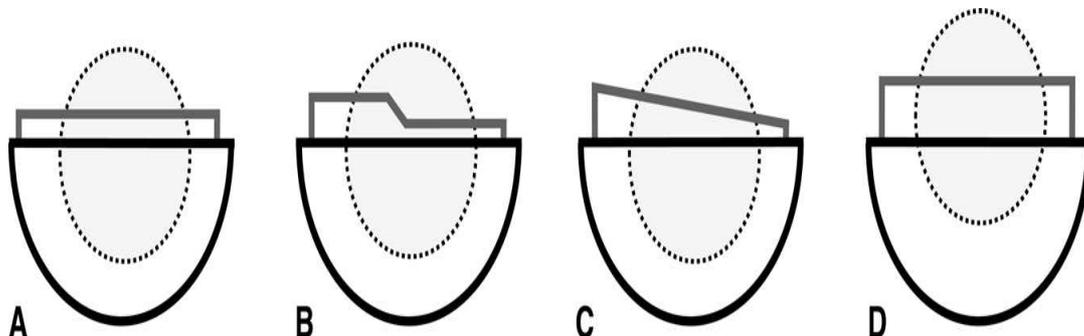


Fig.32 Diseños de inserto. (A) Estándar; (B) Reborde elevado; (C) Oblicuo; (D) Lateralizado<sup>101</sup>

### III. Cambio del polietileno

Con el paso del tiempo se va produciendo un desgaste del polietileno, disminuyendo la capacidad de este para contener la cabeza femoral, causando inestabilidad.

Si el cotilo no se encuentra aflojado, el simple cambio del componente de polietileno podría ser suficiente para corregir el problema de inestabilidad.<sup>46,112</sup>

#### IV. Cótilos constreñidos

El cótilo constreñido consta de una cabeza articulada en un polietileno fijo llamados unipolares, y otros con una articulación bipolar dentro del polietileno, denominados bipolares. Está diseñado para retener la cabeza femoral dentro del componente acetabular. Las fuerzas que usualmente provocarían la luxación son absorbidas y transferidas a un mecanismo de bloqueo, al cótilo metálico o a la interfase hueso-prótesis.

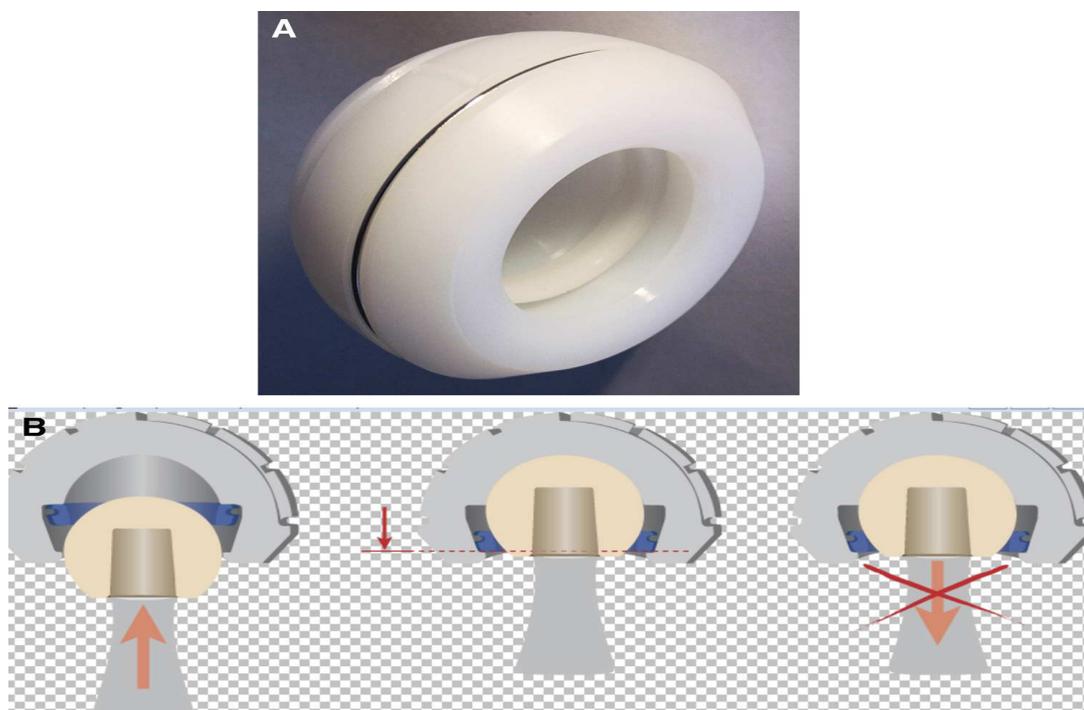


Fig.33 Diseño y ensamblaje de cótilo constreñido<sup>102</sup>

Su utilización resulta sencilla y aporta estabilidad inmediata, lo cual es reflejado en múltiples series, que demuestran una prevención de la luxación en el 80-95% de los casos. <sup>139,140,141</sup>

Muchas veces, representa la única alternativa para resolver un problema de inestabilidad. Las indicaciones para la implantación de uno de estos diseños constreñidos como tratamiento de una inestabilidad de artroplastia de cadera son:<sup>17</sup>

1. Fallo de otros métodos.

2. Causa de la inestabilidad no específica y alta probabilidad de falla con otros métodos.
3. Pacientes con problemas cognitivos o neurológicos, en quienes no se podría confiar en el cumplimiento de las medidas de prevención de luxación.
4. Déficit severo de mecanismo abductor.
5. Pacientes en quienes la utilización de otro método sería de mayor riesgo que el de un cotilo constreñido.

La utilización de cotos constreñidos está desaconsejada cuando existe una mala calidad ósea que condicione la fijación del componente acetabular. Su utilización está contraindicada para compensar defectos de mala posición.

La tasa de luxación protésica tras la implantación de uno de estos diseños constreñidos varía según las series entre el 4% y el 29%. Stanton y cols no encuentran ningún caso de luxación en su serie tras la implantación de un componente acetabular constreñido en pacientes a los que fue implantado por luxación o inestabilidad, tras un seguimiento medio de 43 meses. No sólo no encuentran ningún episodio de luxación, sino que además publican unos buenos resultados clínicos con el uso de estos diseños, con un 84% de los pacientes sin dolor o dolor moderado y un 60% de pacientes sin cojera o con mínima cojera. Estos resultados son similares a los publicados por otros autores.<sup>140,142</sup>

La explicación para estos buenos resultados radica en los siguientes hechos: <sup>140,142,143</sup>

- El componente constreñido fue implantado sobre un cotilo bien fijado colocado previamente.
- No había evidencia de “impingement” del cuello femoral con el componente acetabular.
- La cabeza femoral implantada no contenía faldón.
- El tamaño de la cabeza femoral fue de 32 mm.

A pesar de estos buenos resultados, existen una serie de inconvenientes asociados a este tipo de diseños constreñidos:

- Incremento del ángulo de abducción acetabular (verticalización).
- Pérdida de hueso acetabular. Los cotos constreñidos al bloquear la cabeza femoral en el acetábulo transmiten fuerza a la interfaz hueso-cemento del

componente acetabular predisponiendo a un aflojamiento más precoz de este componente.

- Disminución del rango de movilidad.
- Mayor riesgo potencial de aparición de choque.

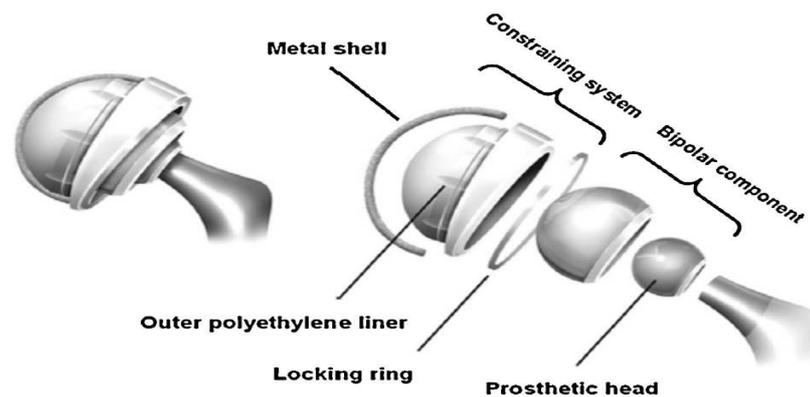
Estos tipos de cotilo también tienen mayor riesgo de desgaste por partículas que podría generar osteólisis y producir un aflojamiento mecánico de la prótesis. En aquellos casos en los que se produce una luxación protésica en presencia de un cotilo constreñido, la reducción abierta es casi siempre necesaria.

Por ese motivo, la utilización de un componente acetabular constreñido debería reservarse para aquellos pacientes cuyos riesgos de luxación recurrente o cirugía adicional exceden a los riesgos asociados al uso de un componente constreñido; situaciones tales como la insuficiencia grave de abductores secundaria a trastornos neurológicos, la cirugía de reconstrucción tumoral o la cirugía de revisión compleja, entre otras. Las desventajas que suponen la limitación de movimiento podrían restringir el uso de estos dispositivos a los pacientes ancianos de baja demanda.

En la actualidad este método ha desplazado parcialmente la utilización de la cabeza bipolar y ha dado una alternativa a los casos de inestabilidad severa que antes no tenían solución.

Existen tres tipos diferentes de implantes:

- 1) Cótulos con inserto de polietileno cautivo per sé;
- 2) Cótulo con inserto de polietileno con un aro metálico asociado que cierra la apertura una vez reducida la cabeza
- 3) Cótulo tripolar, considerado por muchos autores dentro de este grupo, y por otros, como Berry y cols., como no constreñido (*Oral Communication Current Concepts Winter 2009, Orlando*)

Fig.34 Cotilo Tripolar constreñido<sup>102</sup>

Callaghan y cols<sup>17</sup> realizan un tratamiento para la luxación recidivante con cotilo estable que se denomina “artroplastia tripolar” y consiste en la colocación de un cotilo constreñido cementado dentro del cotilo no cementado estable, obteniendo buenos resultados.

Los implantes tripolares son también utilizados para el tratamiento de la inestabilidad protésica. Guyen y cols<sup>144</sup> realizan un estudio experimental mecánico en el que encuentran que los implantes tripolares aumentan la movilidad sin producir choque de componentes, por lo tanto aumentan la estabilidad de la cadera.

Los sistemas tripolares constreñidos, que se utilizan en los Estados Unidos, comprenden una cúpula móvil que se articula con un inserto de polietileno equipado con un anillo de bloqueo. Puede insertarse sin fijación con cemento o tornillos, o más raramente firmemente fijados al acetábulo. La disminución de grosor requerida por este diseño puede estar asociada con una menor supervivencia del implante. En un estudio prospectivo realizado por Khan et al<sup>145</sup> en 34 pacientes, el 97% de las caderas se mantuvieron estables después de 3 años, pero el 11,8% mostraron evidencia de aflojamiento de la cúpula. El Trident (Stryker®), utilizado en este estudio, usualmente sin cemento, permite hasta 88 grados de holgura de prótesis. Guyen et al<sup>144</sup> estudiaron 389 caderas con copas tripolares constreñidas (Osteonics®) y un seguimiento medio de 28,4 meses. En conjunto, la tasa de fracaso fue del 11% y la tasa de falla mecánica fue del 8%, dentro de la participación de las

diferentes interfaces o del anillo de bloqueo. Estos autores consideraron que la tasa de fracaso fue subestimada, ya que algunos pacientes con prótesis fallidas tenían función de cadera satisfactoria. Esta opción debe reservarse para la cirugía de rescate en los casos más difíciles.

V. Sistemas de doble movilidad (Cotilo tripolar no constreñido)

En pacientes con luxación recidivante y debilidad del aparato abductor. Las cúpulas de doble movilidad consisten en un cotilo fino de metal, que contiene un cotilo de polietileno de mayor tamaño que el que va a articular a la vez que con la cabeza femoral. Su función es aumentar el área de contención en movimientos extremos, evitando la luxación.



Fig.35 Sistemas de Doble Movilidad<sub>102</sub>

El principio del cotilo tripolar no constreñido fue desarrollado por Bousquet. Su diseño se basa en los siguientes conceptos clásicos: la baja fricción, el bajo desgaste de Charnley y las cabezas grandes que sirven para restablecer la anatomía y aumentar la estabilidad de McKee-Farrar. Su objetivo es reducir luxaciones, ampliar la movilidad articular y disminuir el desgaste de los implantes. Una cabeza de 22 o 28 mm se mantiene cautiva en una copa de polietileno, que es móvil dentro de una copa de metal cementada o a press-fit, compuesta de aleación de acero o cobalto-cromo. Ya sea estándar o altamente reticulado, se utiliza polietileno, y la cabeza puede ser de cerámica. El componente intermedio se hace de cerámica en algunos modelos.

El cotilo con doble movilidad presenta una serie de ventajas: una mayor amplitud de movimiento debido a su gran estabilidad, una buena transmisión de cargas y un bajo porcentaje de desgaste del polietileno. La movilidad media alcanzada con este cotilo es de unos 160°. El rango de esta articulación se ve influido por las características del implante y es directamente proporcional al diámetro de la cabeza, unos 51° para el diámetro 22 mm y de 76° para la cabeza de 28 mm. La ganancia de movilidad comprende entre 20 y 40°, en comparación con una prótesis clásica.<sup>146,147</sup>

Como el inserto de polietileno es móvil en el interior de la cúpula, las fuerzas de cizallamiento disminuyen y se distribuyen mejor en la interfaz hueso-cúpula, lo que se asocia con una fijación duradera del implante. A pesar de las tres décadas de experiencia clínica con este tipo de implantes, hay quienes piensan que al haber dos articulaciones el desgaste es mucho mayor. Esto tendrá lugar si las dos articulaciones fueran completamente independientes. En la práctica, las dos articulaciones sólo son independientes en la fase de descarga. Además la superficie interior de la cúpula está pulida para evitar el desgaste del polietileno. Los estudios muestran un desgaste de la superficie convexa del polietileno casi despreciable (0.009 mm), con una cifra anual de 0.01 mm al año.<sup>148</sup>

En la superficie cóncava, el desgaste es de 0.08 mm/año, en comparación con los datos aportados por Wroblewski<sup>149</sup> (0.19 mm/año). El desgaste de éstos no varía significativamente de las clásicas superficies metal-polietileno.

Fessy<sup>150</sup> analizó 50 copas explantadas con nueve años de seguimiento. Según su trabajo, la convexidad no presenta desgaste significativo, mientras que en su concavidad es del mismo orden que el observado en las artroplastias comunes. Este autor afirma que la doble movilidad permite obtener una buena estabilidad, sin aumento de la emisión de partículas de polietileno.

Los inconvenientes de la doble movilidad son bastante escasos. Corresponden esencialmente a lo que se denomina “luxación intraprotésica”. Es una complicación rara y sobre todo tardía. Se pueden definir tres grandes grupos según el mecanismo de producción:<sup>151</sup>

- a. El primer grupo es la luxación intraprotésica por un desgaste puro del PE, donde éste pierde su retentividad y entonces se decapsula.
- b. El segundo grupo es la luxación intraprotésica tras un aflojamiento del cotilo acompañado de una importante metalosis. Las partículas metálicas actúan como un tercer cuerpo y aceleran el desgaste del PE alterando su retentividad.
- c. El tercer grupo es la luxación intraprotésica originada tras un bloqueo del PE *in situ* favorecido por un efecto CAM, creado por una fibrosis o una gran calcificación, lo que bloquea la articulación grande del cotilo con doble movilidad.

El paciente consulta por dolor o clic al movilizar la cadera, si bien en todos los casos se puede continuar con la marcha; incluso puede ser asintomática en la etapa inicial. El porcentaje descrito de aparición de esta complicación en los cotilos clásicos doble movilidad es de 2% a los 10 años y de 3% a los 15 años, un porcentaje mucho menor que el de luxaciones protésicas de la serie de prótesis de Charnley realizada por Berry.

Es muy importante evitar los errores técnicos a la hora de colocar este implante. El error más típico es el exceso de anteversión, originándose un conflicto del borde posterior del cotilo con la cara posterior del cuello femoral y aumentando así el desgaste del implante. Se recomienda no utilizar cuellos de gran diámetro ni cabezas con collarete o faldón.

Los resultados tras la implantación de cúpulas de doble movilidad para inestabilidad protésica se han evaluado en numerosos estudios, de los cuales el más temprano fue conducido por Leclercq et al<sup>152</sup>. Después de 2,5 años de seguimiento, se estabilizaron 13 caderas con dislocación recurrente sin corrección de las causas de la inestabilidad. Mertl et al<sup>153</sup> estudiaron 59 casos y encontraron una tasa de recurrencia del 1,7% y una tasa de supervivencia del 98% 8 años. En 54 casos, Guyen et al<sup>144</sup> informaron una tasa de recurrencia del 5,5% después de un seguimiento medio de 4 años y en 47 casos. Hamadouche et al<sup>154</sup> registró una tasa de recurrencia del 4% después de 6 años. En un estudio prospectivo de 2107 revisiones, incluyendo 62% con cotilos de doble movilidad, Delaunay et al<sup>155</sup> encontraron una tasa de dislocación en 3 meses de solo 4%.

Sin embargo, los resultados no son tan buenos cuando la fijación se realiza a press-fit de los componentes. Massin y cols<sup>156</sup> encontraron menos de 8 años de supervivencia de los componentes de acero revestido de hidroxapatita, en comparación con el original de cobalto cromo (91% frente a 98% y 100%, respectivamente). Las tasas de supervivencia a 15 años fueron superiores al 85% en los estudios a largo plazo de Philippot et al<sup>157</sup> y Lautridouet al<sup>158</sup>, cada uno de los cuales incluyó más de 400 casos.

### b) Aumento del tamaño de la cabeza femoral

El aumento del tamaño de la cabeza femoral incrementa la estabilidad por dos motivos (Fig.36):

- El aumento de la relación del tamaño cabeza-cuello permite un mayor rango de movilidad antes de que aparezca el choque con el componente acetabular.
- Una cabeza de más tamaño posee un recorrido mayor antes de producirse la luxación. La cabeza femoral deber ser desplazada una distancia igual a su radio antes de ser luxada.

Estas dos circunstancias hacen que el aumento del tamaño de la cabeza femoral se emplee para el tratamiento de la inestabilidad protésica.

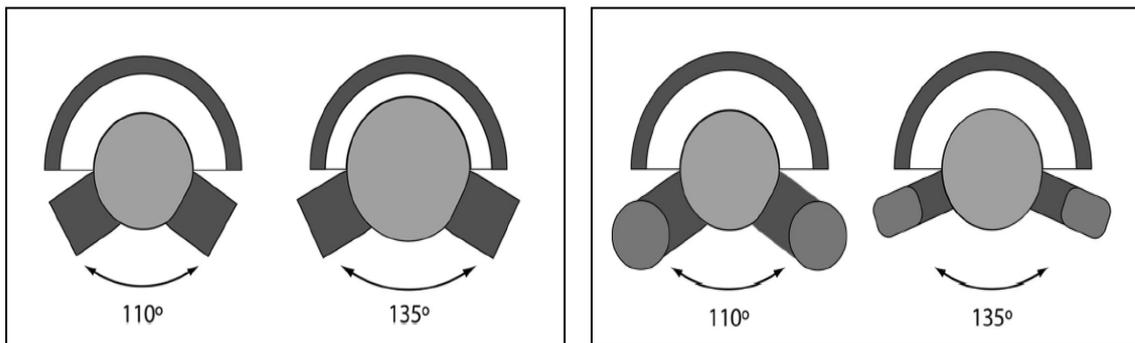


Fig.36 Aumento del rango de movimiento por el aumento del tamaño de la cabeza femoral (izquierda) y por el cambio de geometría del cuello (derecha) de circular a trapezoidal.<sup>101</sup>

Los tamaños de las cabezas femorales utilizadas en estos casos son mayores que las utilizadas de forma estándar. Los diámetros varían desde 36 a 52 mm. Sin embargo, el aumento del tamaño de la cabeza femoral es sólo parte de la solución. La mayoría de las ocasiones este procedimiento se asocia a otro u otros de los múltiples que se disponen para el tratamiento de la inestabilidad.<sup>159</sup>

La indicación para el empleo de este procedimiento quirúrgico es la aparición de luxaciones recurrentes en pacientes con dificultad o incapacidad para realizar las medidas de profilaxis antiluxación o en aquellos con inestabilidad intraoperatoria con diámetro de cabeza femoral convencional.

Hasta hace poco, los cirujanos no podían usar cabezas mayores de 32 mm debido a las restricciones del tamaño del componente acetabular y espesor del polietileno.<sup>131,160</sup>

Sin embargo, el tamaño del componente acetabular y la disponibilidad de insertos sigue siendo un inconveniente. Más recientemente, el desarrollo de los polietilenos reticulados y altamente entrecruzados permitieron el uso de insertos más delgados de polietileno (6 mm o más) con cabezas femorales unipolares mayores. Las cabezas tipo Jumbo más comúnmente utilizadas son de 36 o 38 mm.

Además, incluso con compuestos cerámicos, persisten una serie de problemas, tales como el “chirrido”; subluxación durante los movimientos de la cadera responsables de la micro-separación y la sobrecarga, que a su vez

puede causar fracturas; la suma de una mayor carga en la interfaz con el hueso con una posición excéntrica del centro de la cabeza, puede dar lugar a inclinación acetabular.



Fig.37 Cabezas Femorales<sup>109</sup>

Para un diámetro de cuello dado, la estabilidad aumenta con el diámetro de la cabeza femoral hasta 38 mm (Fig.38); Con diámetros mayores, se han reportado resultados variables. En un estudio de Amstutz et al<sup>159</sup> de 29 revisiones de prótesis luxadas utilizando diámetros de cabeza de 36 mm o más, la tasa de recurrencia fue del 13,7%. La mayoría de los estudios disponibles se centraron en el impacto del diámetro de cabeza grande sobre la estabilidad primaria y el volumen de desechos por desgaste. Usaron varios pares de fricción cuyo resultado a medio y largo plazo no están claros. Con el metal y el polietileno estándar o altamente reticulado, el desgaste volumétrico aumentó, particularmente con cabezas mayores de 36 mm de diámetro, mientras que el desgaste lineal permaneció inalterado. Sin embargo, Hammerberg et al<sup>161</sup> informaron que la tasa anual de desgaste volumétrico, aunque aumentó dos veces con diámetros de cabeza de 38 y 44 mm, permaneció muy por debajo de los valores asociados con la osteolisis ( $29,1 \pm 14,8$  frente a  $80 \text{ mm}^3 / \text{año}$ ).

Utilizando implantes de metal sobre metal, Mertl et al<sup>153</sup> obtuvieron buenos resultados a los 30 meses tras dislocación (debido a trauma) en sólo un 1,8% de 106 pacientes. Sin embargo, se observó dolor inexplicable en el 4,7% de los pacientes. Bosker et al<sup>162</sup> reportaron una alta tasa de formación de pseudotumor del 39% en una serie de 108 caderas, con una tasa de revisión del 12%, e identificaron como causa principal la reacción adversa a los restos

de metal. Los implantes cerámicos sobre cerámica liberan muy pocas partículas de desgaste, que son extremadamente bien tolerados.

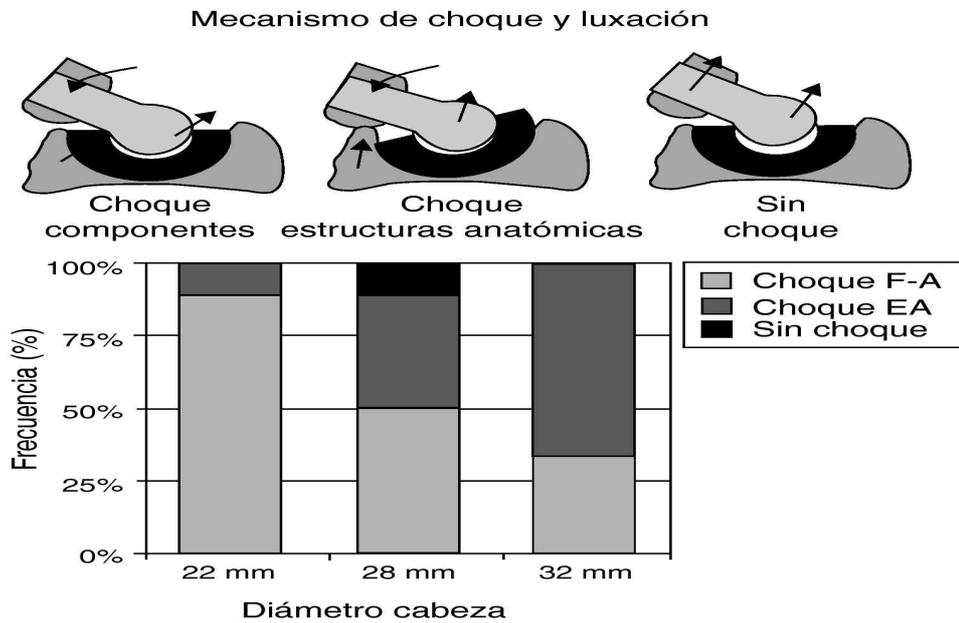


Fig.38 Mecanismos de choque y frecuencia de impingement según diámetro de cabeza femoral<sup>78</sup>

b) Aumento de la longitud del cuello femoral.

No es un método de estabilización muy utilizado. Se basa en el hecho de que un cuello largo aumenta la tensión del abductor al aumentar el “Offset” femoral, dando más estabilidad a la cadera. Secundariamente provocará el alargamiento de la extremidad inferior.

La indicación de este procedimiento es el caso de un paciente con luxación recidivante de su artroplastia debido a una escasa tensión de partes blandas y con extremidad inferior acortada.

## 2) REVISIÓN DE COMPONENTES PROTÉSICOS FIJOS

Si a pesar de la modularidad de la prótesis ésta no se puede estabilizar, o nos enfrentamos a una prótesis no modular, la revisión de los componentes fijos es indispensable.

Cuando el problema está en el acetábulo, por un cotilo vertical (exceso de abducción), exceso de anteversión o un déficit de anteversión, puede resolverse con la reorientación del componente. Daly y cols<sup>109</sup> tuvieron un 81% de buenos resultados (22 de 28 caderas) en casos de caderas inestables por mala orientación acetabular realizando la revisión del acetábulo con su reposicionamiento.<sup>109</sup> En casos de displasia o de revisión del componente acetabular por aflojamiento con pérdida ósea superior, se pueden utilizar tanto aloinjertos para rellenar el defecto óseo en el acetábulo, como colocar el componente en una posición superior.

La elevación del anillo acetabular mediante el cambio de posición del polietileno, en el caso de cotilos no cementados modulares, o el agregado de una media luna de polietileno fijada con tornillos en un polietileno cementado, puede resolver, en parte, ligeros malposicionamientos de la copa. En caso de colocar el suplemento lateral, se reduce la abducción de la cadera; si la elevación se coloca anterior, se reduce la anteversión; y si se coloca posterior se reduce la retroversión. Lógicamente esto no va a corregir importantes defectos en la orientación acetabular ni en casos de luxación multidireccional.<sup>163</sup>

Tal como ocurre con el componente acetabular, si se demuestra que la causa de la luxación se debe a una mala orientación con o sin aflojamiento del componente femoral con rotación del mismo en anteversión o retroversión estaría indicada la sustitución de dicho componente.

### 3) ELIMINACIÓN DEL EFECTO CHOQUE O COMPRESIÓN

Se refiere al efecto choque producido por estructuras no protésicas como son los osteofitos, y el cemento que son fácilmente visibles en radiografías, no así las partes blandas que pueden originarlo como por ejemplo, aunque raro, la fibrosis de partes blandas en la parte inferior de la cadera que produciría una inestabilidad en aducción.

En general, esta causa está originada por el tope entre el cuello femoral protésico con el reborde de la copa acetabular, lo que provoca un mecanismo de palanca que causa la luxación.

Es conveniente dividir esta causa en las que se originan por un motivo no relacionado con el implante y aquellas producidas por el diseño de este.

En el primer caso, la fuente del *impingement* puede estar dada por el tope del fémur contra la pelvis, por la interposición de partes blandas, la presencia de hueso heterotópico, etc. Cuando la luxación protésica se genera al llevar la cadera en flexión y rotación interna, y el tope se produce entre el trocánter mayor y la pelvis, esto puede subsanarse resecando algo de la porción anterior del trocánter mayor, o removiendo partes blandas heterotópicas en la región anterior de la cápsula articular.

En caso de luxación protésica anterior, esta puede estar dada por el choque entre el fémur y el isquion, lo cual puede resolverse con la resección de parte de un isquion prominente o una hipertrofia capsular posterior.

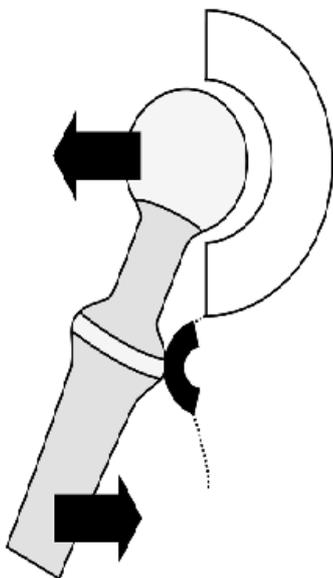


Fig.39 Impingement infra-acetabular<sup>90</sup>

En el caso de que el problema sea del implante, la causa puede residir en una mala orientación de los componentes, una pobre relación entre el diámetro de la cabeza y el cuello, o cuando el diseño del componente acetabular presenta un anillo periférico muy elevado. En estas circunstancias el tratamiento consiste en revisar la orientación de los componentes, mejorar la relación entre el diámetro de la cabeza y el cuello protésico y utilizar cotilos con insertos de anillos no elevados.

#### 4) AVANCE DE TROCÁNTER O REINSERCIÓN DE PSEUDOARTROSIS

La alternativa de realizar el tensado del aparato abductor a partir de una osteotomía del trocánter y el avance de este, en el caso de luxaciones recidivantes sin causa aparente con orientación correcta de los componentes protésicos, es una posibilidad interesante aunque en desuso. Se desarrolló cuando los implantes monobloque constituían el arsenal terapéutico y el cirujano no tenía opción de utilizar longitudes crecientes de cuello femoral con implantes modulares. Charnley realizaba de rutina un avance del trocánter mayor de 1 cm para asegurar la correcta tensión de las partes blandas. Sin embargo, sigue siendo una opción ante la migración proximal de un trocánter no consolidado tras una osteotomía. El descenso del trocánter ( $18 \pm 6$  mm), tensa los músculos abductores y aumenta su brazo de palanca, permitiendo así mayor estabilidad en el 81% al 90% de los casos. <sup>38,164</sup>

Ekelund y cols<sup>38</sup> informaron sobre el éxito con esta técnica en 19 de 21 pacientes; otros autores comunicaron buenos resultados en 17 de 21 pacientes, pero todos coinciden en que es fundamental para realizarla que los implantes estén correctamente orientados. Hay que tener en cuenta el riesgo de pseudoartrosis del trocánter que conlleva su realización.

Algunos estudios han comprobado que la fijación del trocánter tras la osteotomía conseguía dar estabilidad a caderas inestables.<sup>37,59</sup>

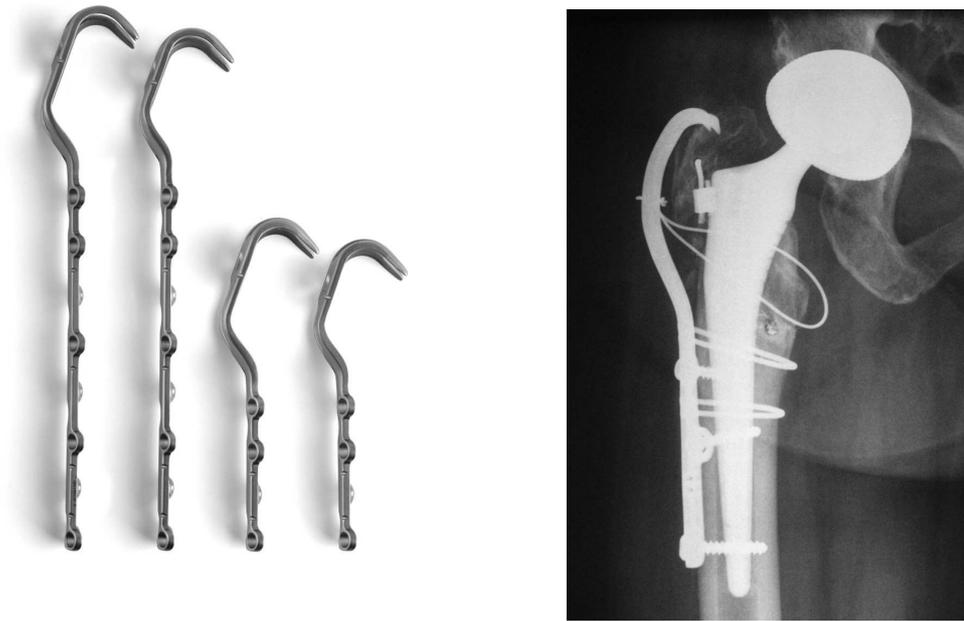


Fig.40 Placas de fijación trocantérea y resultado radiográfico<sup>102</sup>

## 5) PROCEDIMIENTOS SOBRE PARTES BLANDAS

Se recomiendan estas técnicas cuando un paciente portador de una artroplastia total de cadera tiene inestabilidad con luxaciones recidivantes sin causa identificable, la posición de los componentes es la correcta, la tensión de las partes blandas y musculatura abductora es óptima y no existe choque del cuello femoral.

En este caso, el único método para incrementar la estabilidad es limitar la movilidad de la cadera dentro del rango en el que la artroplastia resulte ser estable. Los procedimientos para conseguirlo son las plastias.

En la plastia de la fascia lata se descuelga de forma subcutánea un colgajo de unos 4 cm de ancho de base proximal, cuyo borde libre se pasa por debajo del vasto lateral para anclar el borde libre en el margen acetabular posterior limitando el rango de movilidad protésico.<sup>106,112</sup>

La plastia de tendón de Aquiles es un aloinjerto del tendón con una pastilla de calcáneo que es fijada al isquion mediante dos tornillos, siendo la porción libre

llevada por la cara inferior del cuello protésico y anclada al trocánter. El fémur es colocado entonces a 90° de flexión con adducción y rotación interna neutra.

El aloinjerto con tendón de Aquiles es preferido por algunos autores a la plastia con fascia lata debido a su largo tamaño, su fuerza y su inserción mediante la pastilla ósea del calcáneo, que permite una fijación más rígida y estable del injerto en el isquion con tornillos.<sup>106</sup>

También ha sido descrito para tratar un caso de inestabilidad recurrente anterior la reconstrucción del ligamento ileofemoral con plastia Leeds-Keio con buenos resultados.<sup>165</sup>

Barbosa y cols<sup>105</sup> han descrito una plastia artificial para tratar la luxación recurrente posterior utilizada con éxito en 4 pacientes.

En casos de lesión del glúteo medio con discontinuidad la función abductora se ve seriamente afectada. Cuando no sea posible su reparación o reinserción ha sido descrito como mecanismo restaurador el avance y pontaje del vasto externo, realizado con éxito en 3 pacientes.<sup>166</sup>

Cuando la causa es neurológica o por laxitud de las partes blandas, debe considerarse la utilización de un implante constreñido.

## 6) CONVERSIÓN A HEMIARTROPLASTIA

La utilización de cotilos constreñidos es prioritaria actualmente a la reconversión en una hemiartróplastia, no obstante la hemiartróplastia estaría más indicada que los cotilos constreñidos en casos en los que existiera un defecto óseo del cotilo.

Consiste en sustituir la artroplastia total por una hemiartróplastia o artroplastia parcial de tipo bipolar, cuyo tamaño de cabeza es mayor por lo que va a conferir más estabilidad.

Parvici y cols <sup>167</sup> han publicado 27 pacientes con inestabilidad recalcitrante que habían sido tratados con múltiples técnicas quirúrgicas en los que ha realizado una hemiartróplastia bipolar consiguiendo a 5 años la estabilidad protésica en el 90% de ellos. Esta reconversión estaría indicada en pacientes mayores, poco colaboradores, con función limitada, en inestabilidades de

origen desconocido o bien tras múltiples intentos quirúrgicos estabilizadores de la artroplastia.

Convertir un reemplazo total de cadera en una artroplastia bipolar puede restaurar la estabilidad articular. Zelicoff y cols<sup>166</sup> informaron un 100% de éxito con el uso de esta técnica en 11 pacientes. Parvizi y Morrey<sup>19,46</sup> describen los resultados en 27 pacientes tratados con esta técnica y durante un promedio de 5 años. 22 pacientes (81%) estabilizaron la cadera y 2 (7%) experimentaron un solo episodio de inestabilidad, que fue gestionado con éxito con una reducción cerrada. Tres pacientes (11%) presentaban inestabilidad recurrente que requirió cirugía de revisión.

La principal desventaja de estas artroplastias bipolares fue la fricción del implante con el acetábulo, resultando en dolor inguinal residual y erosión gradual del hueso acetabular.

## 7) ARTROPLASTIA DE RESECCIÓN (Girdlestone)

La artroplastia de resección de la cadera o pseudoartrosis de Girdlestone consiste en la resección completa de la cabeza y cuello del fémur, así como de los márgenes salientes del acetábulo (Fig.41).

Actualmente se realiza como último recurso, cuando el resto de técnicas quirúrgicas han fracasado, complicado por una infección, o cuando la situación general del paciente no permite otros procedimientos reconstructivos (pérdidas óseas muy extensas, pacientes renuentes a obedecer las indicaciones preventivas (ej. en alteraciones psiquiátricas).

Conlleva un acortamiento de la extremidad de entre 2'5 a 5'5 cm, inestabilidad de la cadera y actitud en rotación externa. En los casos en los que el paciente consiga deambular de nuevo, requerirá un calzado con alza y la ayuda de al menos un bastón. Sin embargo la sedestación no suele conllevar ningún problema. El grado de satisfacción del paciente dependerá de las expectativas puestas en procedimiento.<sup>170</sup>



Fig.41 Artroplastia de resección de Girdlestone



## 2. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO Y OBJETIVOS

La artroplastia total de cadera (ATC) constituye uno de los mayores éxitos de la cirugía ortopédica, y debe su desarrollo al impulso de sir John Charnley. A pesar de sus excelentes resultados, que sobrepasan el 90% a los 15 años (en el momento actual hay series con más de 30 años), es una técnica que no está exenta de complicaciones, y una de las más importantes es la luxación protésica. Es un problema difícil que deja al paciente preocupado, al cirujano que ve en entredicho su reputación y a la Administración Pública expuesta a un sobrecoste considerable. Con frecuencia es necesaria una reintervención quirúrgica, que, en la inestabilidad, probablemente, es la más impredecible en términos de satisfacción, tanto para el paciente como para el cirujano.

La patología de cadera supone una limitación funcional severa en los pacientes afectos. Debido al incremento de técnicas quirúrgicas y la elevada prevalencia, se impone la necesidad de crear unidades especializadas en los Servicios de Cirugía Ortopédica y Traumatología, capaces de responder a las soluciones terapéuticas que los distintos grupos de edad y requerimiento funcional nos demandan.

El estudio y tratamiento de las lesiones de esta área anatómica han despertado gran interés en nuestra institución a lo largo de las distintas generaciones de cirujanos, convirtiéndonos en un centro asistencial con gran tradición y predilección por la actualización y desarrollo de las técnicas quirúrgicas (cementación, pares de fricción, plastias de partes blandas...). Evolucionando a la creación de una Unidad estable de Cirugía de Cadera y Pelvis, anfitriona en del XIII Congreso Nacional de la Sociedad Española de Cadera (SECCA) en el año 2011.

Esta tesis doctoral nace como punto de partida para el estudio y seguimiento evolutivo de los resultados de la Unidad de Cadera y Pelvis de nuestro hospital.

Dada la alta incidencia de la luxación de la artroplastia total de cadera y la falta de unanimidad en relación con los múltiples factores de riesgo que la favorecen, se plantea este trabajo de investigación con dos objetivos:

1. Descripción de la prevalencia de la luxación de artroplastia de cadera en el Hospital Universitario Santa Lucía de Cartagena en el periodo 2010-2017.
2. Determinación de los factores de riesgo asociados a la luxación protésica
  - 2.1. Relacionados con factores clínicos.
  - 2.2. Relacionados con la técnica quirúrgica.
  - 2.3 Relacionados con los componentes protésicos y su orientación en relación con la “Zona de Seguridad” propuesta por Lewinnek en 1978.

Para alcanzar tales objetivos, se ha realizado una revisión sistemática de la literatura en las bases de datos Medline y Pubmed, así como Registros Nacionales de Artroplastias de Cadera<sup>171-177</sup> , para posterior análisis estadístico y descriptivo mediante el software informático SPSS (Versión 21.0; SPSS Inc, Chicago, Ill)

### **3. HIPÓTESIS DE TRABAJO**

La creación de unidades de trabajo específicas y especializadas en el estudio y tratamiento de la patología reconstructiva de la cadera dentro de los Servicios de Cirugía Ortopédica y Traumatología, condiciona un mejor conocimiento, actualización y control de complicaciones.

## 4. MATERIAL Y MÉTODO

### 4.1. POBLACIÓN Y MUESTRA

Se han recogido los episodios de luxación de la artroplastia total de cadera primaria, cirugía de revisión protésica y prótesis parciales, diagnosticadas y tratadas de forma consecutiva en el Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Universitario Santa Lucía de Cartagena desde el año 2010 hasta el año 2017.

En este periodo han sido realizadas un total de 1643 cirugías, recogidas en el registro hospitalario según la Clasificación Internacional de Enfermedades - 9ª Modificación Clínica (CIE-9MC), y CIE-10ES desde enero de 2016, bajo los códigos:

- 81.51: Sustitución total de cadera primaria: 951 casos
- 81.52: Sustitución parcial de cadera: 517 casos
- 81.53: Revisión de sustitución de cadera (0070-0073): 175 casos

Como medio para alcanzar los objetivos marcados, se ha realizado un estudio en 2 secuencias:

- 1) Estudio de incidencias retrospectivo, descriptivo, observacional y transversal de la serie de pacientes con luxación de cadera (primaria, de revisión y hemiarthroplastia) intervenidos y tratados consecutivamente en nuestra Área de Salud entre enero de 2010 y Marzo de 2017.
- 2) Estudio analítico observacional retrospectivo longitudinal de casos y controles, comparando entre portadores de prótesis total de cadera primaria, intervenidos y tratados consecutivamente en nuestra Área de Salud entre enero de 2010 y Marzo de 2017. Mediante test de contraste de medias y regresión logística lineal.

#### 4.2. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Pacientes portadores de artroplastia de cadera con, al menos, un episodio de luxación. Intervenido y tratado consecutivamente en nuestra Área de Salud entre enero de 2010 y Marzo de 2017 por el Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Universitario Santa Lucía.
  - Historias clínicas y pruebas complementarias archivadas digitalmente en la base de datos del Servicio Murciano de Salud (Selene).
  - Grupo casos: Pacientes portadores de artroplastia de cadera primaria con, al menos, un episodio de luxación. Intervenido y tratado consecutivamente en nuestra Área de Salud entre enero de 2010 y Marzo de 2017 por el Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Universitario Santa Lucía.
  - Grupo control: Pacientes portadores de artroplastia de cadera primaria intervenido y tratado consecutivamente en nuestra Área de Salud con, al menos, cuatro años de seguimiento tras la intervención, sin episodios de inestabilidad o cirugía previa sobre la región de la cadera.
- 
- Cumpliendo tales requisitos obtenemos un tamaño muestral de 61 pacientes con luxación de cadera.
  - Para el estudio comparativo, el grupo de Casos (Portadores de Artroplastia primaria de cadera / Luxación) tiene un tamaño muestral de 37. El grupo de Controles (Portadores de Artroplastia primaria de cadera / No luxación) tiene un tamaño muestral de 128.

#### 4.3. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Tratamiento de pacientes no pertenecientes al Área II del Servicio Murciano de Salud (por ejemplo: turistas).
- Cirugía protésica anterior a la luxación no realizada en el Hospital Universitario Santa Lucía de Cartagena.
- Pacientes menores de 20 años de edad.
- Procesos de luxación de cadera sin cirugía protésica previa.
- Episodios no demostrables radiológicamente de luxación o sensación de inestabilidad.
- En el estudio de casos y controles, con el objetivo de evitar sesgos al realizar una comparación entre grupos no homogéneos, se han excluido los portadores de artroplastias de revisión (2 o más cirugías sobre la misma área anatómica) por existir un mayor riesgo potencial inherente a defectos de las partes blandas y el stock óseo; así como las prótesis parciales de cadera (indicadas habitualmente en pacientes mayores de edad y baja demanda funcional tras fracturas de cadera) por el mayor riesgo potencial inherente a las características del paciente.
- Intervenciones asistidas por sistemas informáticos de navegación.

#### 4.4. DESCRIPCIÓN DE LAS VARIABLES RECOGIDAS

En todos los pacientes incluidos en el estudio se recogieron los factores de riesgo de luxación descritos en la literatura en forma de variables cualitativas y cuantitativas. La información fue extraída de los formularios de historia clínica del Servicio de Anestesiología y Reanimación para la valoración preanestésica (Edad, peso, talla, enfermedades neurológicas o adicciones conocidas, ASA score), de los protocolos quirúrgicos elaborados por los cirujanos tras las intervenciones correspondientes (diagnóstico primario, técnica quirúrgica, abordajes realizados, talla de implantes, tribología...). Las mediciones radiográficas han sido realizadas mediante el software para visualización de pruebas de imagen (SyncGO Viewer) calibrado, sobre radiografías en proyección anteroposterior de pelvis, en bipedestación, durante las revisiones sucesivas en consultas externas al alta de hospitalización.

##### 4.4.1. Factores relacionados con el paciente:

- a) Género (Hombre/Mujer) La muestra se distribuye entre sexos con una mayoría de mujeres (62,3%) frente al sexo masculino (37,7%). (Fig.42)

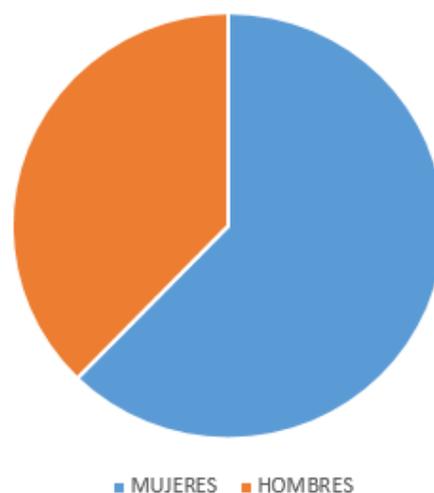


Fig.42 Gráfico. Distribución por Género

b) Edad (en el momento de la cirugía y de la luxación) La media de edad a la que los pacientes de la muestra han sufrido el primer episodio de luxación protésica es de 72,4 años (Intervalo de confianza  $\pm 26,48$ ), con un Rango de 29-90 años. La media de edad a la que fueron sujetos a la cirugía previa a luxación fue de 70,4 años (Intervalo de confianza  $\pm 26,56$ ), con un Rango de 21-90 años. El intervalo de edad con mayor frecuencia de episodios de luxación se ubica entre los 80 y 90 años de edad. (Fig.43)



Fig.43 Gráfico. Distribución por Edad

c) Hábito corporal: (peso, talla e IMC)

- La talla media fue de 1,60 metros (Intervalo de confianza  $\pm 0,18$ ), con un Rango de 1,40-1,80 metros.
- El peso medio fue de 73,95 kilogramos (Intervalo de confianza  $\pm 34,8$ ), con un Rango de 48-120 kilogramos.
- El Índice de Masa Corporal medio es de 28,69 kilogramos/m<sup>2</sup> (Intervalo de confianza  $\pm 13,3$ ), con un Rango de 19-49 kilogramos/m<sup>2</sup>.

- d) Diagnóstico subyacente: En orden de frecuencia se sitúa la artrosis primaria de cadera (34,4%), seguida de la fractura subcapital (24,6%), la Necrosis avascular de cabeza femoral (18%), la displasia de cadera (13,1%), Artritis Reumatoide (8,2%) y la osteosíntesis fallida (1,6%). (Fig.44)

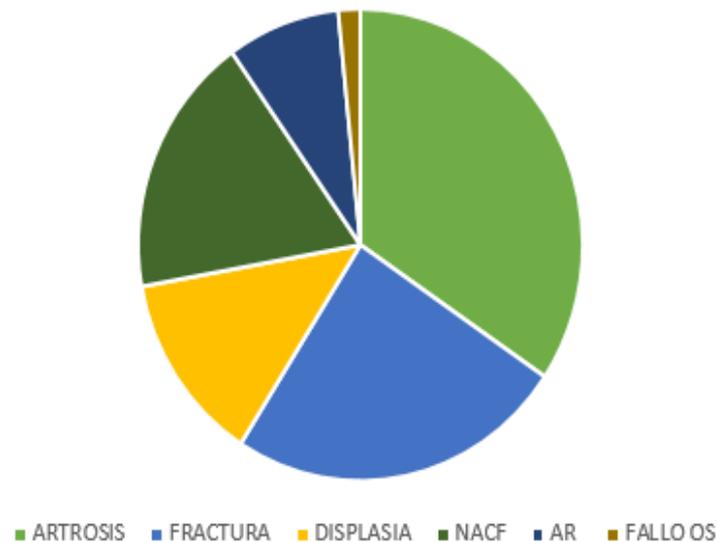


Fig. 44. Gráfico. Distribución por Diagnóstico inicial

- e) Raza

Todos los casos de la muestra corresponden a la raza caucásica.

- f) Disfunción neuromuscular (Parkinson, Alzheimer, AIT), disfunción cognitiva, abuso de alcohol y drogas.

Se han agrupado como una variable única debido a su estrecha relación en cuanto a la potencial deficiencia de cumplimiento de las normas profilácticas anti-luxación hallando una concomitancia en el 23% de los casos.

- g) Lateralidad

La luxación de prótesis se produjo en un 60% de las caderas derechas y un 40% de las caderas izquierdas.

4.4.2. Variables clínicas:

a) Fecha de la cirugía y fecha del primer episodio de luxación.

Clasificándose como:

- A. Precoz: menos de 3 meses tras la cirugía.
- B. Intermedia: 3 meses a 5 años tras la cirugía.
- C. Tardía: Después de 5 años tras la cirugía.

La luxación fue precoz (<3 meses) en la mayoría de los casos (31 casos) (50,8%), 18 casos (29,5%) de luxaciones en el periodo intermedio y 12 casos (19,7%) de luxación tardía (>5 años). (Fig.45)



Fig.45 Gráfico. Clasificación temporal

b) Riesgo Anestésico (Según ASA Score)

Se ha distribuido entre los grados I al IV. Las frecuencias halladas son: ASA-I (4,9%), ASA-II (45,9), ASA-III (42,6%) y ASA-IV (6,6%).

c) Número de luxaciones (hasta remisión o cirugía de revisión)

Todos los pacientes han sufrido al menos, un episodio de luxación. La media de episodios es de 1,79 (Intervalo de confianza  $\pm$  2,46) con un Rango de 1 a 6 episodios.

Hallando recidiva en 24 casos tras reducción cerrada (39,3%), siendo 14 de ellos en el periodo precoz (58,3%).

La recidiva tras tratamiento quirúrgico de revisión por luxación recidivante tiene una frecuencia del 18,8%.

d) Mecanismo de producción (Dividido en 3 tipos: Espontáneo o en reposo, forzado o tras mecanismos de giro, posiciones extremas de flexión o rotación de cadera; y traumático)

Según referían los pacientes, la frecuencia encontrada por mecanismo fue de un 32% para episodios espontáneos, 45,9% tras posiciones o movimientos forzados, y 21,3% postraumáticos.

e) Dirección de la luxación (Posterior/Anterior)

En relación con la vía de abordaje empleada, la dirección de la luxación fue hacia posterior en el 85,2% de los casos; y anterior en el 14,8%.

4.4.3. Factores relacionados con el diseño del implante:

a) Tipo de prótesis luxada (Artroplastia primaria/ Hemiartroplastia/ Revisión)

La cirugía previa a la luxación de la cadera ha correspondido a PTC primaria (60,7%); Cirugía de revisión (24,6%); y prótesis parcial (14,8%). (Fig.46)

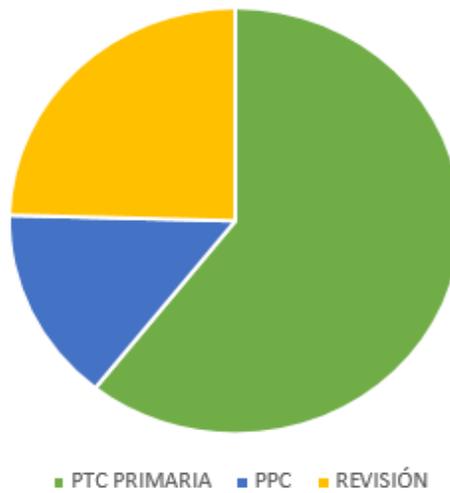


Fig.46 Gráfico. Distribución Tipo de cirugía previa

b) Par de Fricción

Los pares de fricción usados se distribuyen en frecuencia: Metal-Polietileno (63,3%); Cerámica-Cerámica (18,3%); Cerámica-Polietileno (16,7%); Metal-Metal (1,7%). (Fig.47)

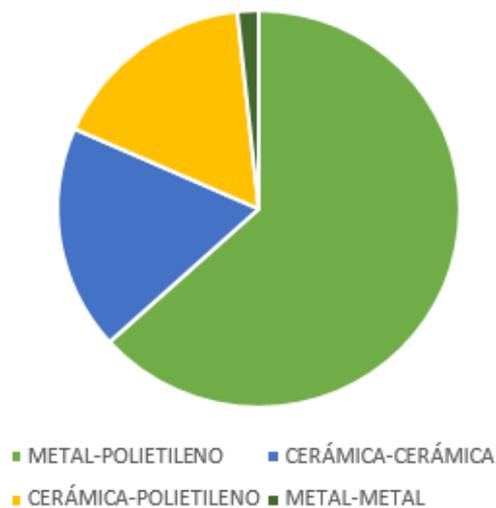


Fig.47 Gráfico. Distribución Tribología

c) Tamaño de la cabeza femoral

Según el diámetro de cabeza femoral, la distribución en la muestra ha sido: 22-24 mm (18%); 26-28 mm (32,8%); 30-32 mm (27,9%); 36 mm ó mayor (21,3%). (Fig.48)



Fig. 48 Gráfico. Distribución Tamaño cabeza femoral (mm)

d) Fijación acetabular

Los métodos de fijación de la bandeja acetabular o el polietileno al lecho óseo utilizados han sido mediante: Anclaje por Pressfit (42,6%); asegurado con tornillos (36,1%), cemento (4,9%), Cotilos roscados (3,3%). En un 13,1% de los pacientes se emplearon cúpulas bipolares para artroplastia parcial que, por definición, no se fijan al acetábulo.

4.4.4. Factores relacionados con la técnica quirúrgica:

- a) Experiencia del cirujano. Pertenencia a la Unidad de Cirugía de Cadera, o bien formar parte del staff del Servicio, realizando artroplastias de cadera de forma ocasional o en caso de fractura.

Esta variable se ha definido en cuanto a la pertenencia del cirujano (Frecuencia 50,8%) o no (Frecuencia 49,2%), a la Unidad de Cadera y Pelvis del Hospital Universitario Santa Lucía de Cartagena durante el periodo estudiado.

- b) Vía de Abordaje (Posterior/ Lateral de Hardinge)

Se utilizó la vía posterior de cadera en el 85,2% de los casos y la vía anterolateral de Hardinge en el 14,8%. (Fig.49)

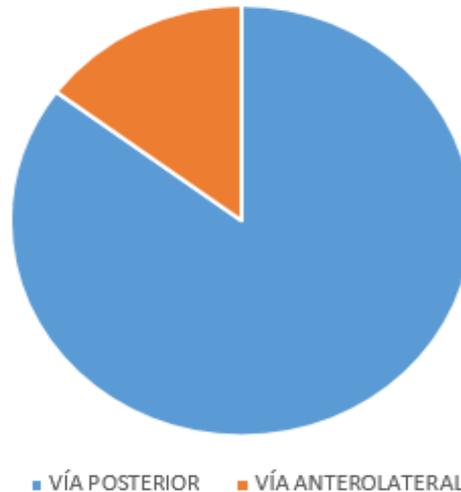


Fig.49 Gráfico. Distribución Vía de abordaje

- c) Orientación de los componentes: las mediciones radiológicas se realizaron sobre radiografías AP de pelvis en bipedestación (Las prótesis parciales, por definición, no cuentan con componente acetabular y por tanto se excluyen de la medición).

- A. Ángulo de Abducción o Inclinación: ángulo formado por una línea tangencial al componente acetabular con una línea horizontal que cruza por ambas tuberosidades isquiáticas. (Fig.50) La Inclinación media fue de 48,34 grados (Intervalo de confianza  $\pm 20,7$ ), con un Rango entre 26,7 y 80 grados.

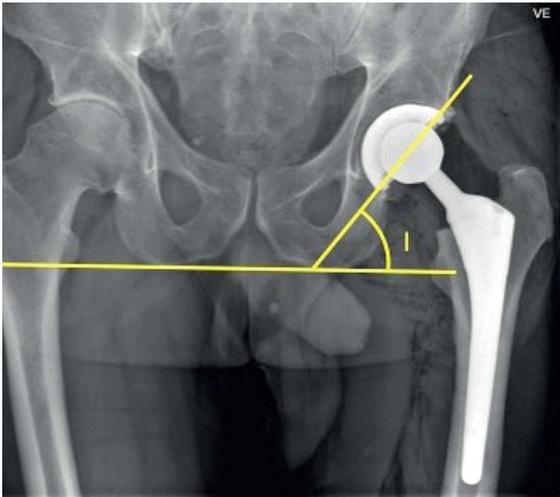
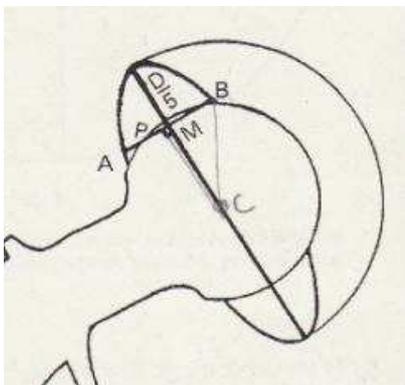


Fig.50 Medición de inclinación acetabular en radiografía AP de pelvis

- B. Versión del Cotilo: medición según el método de Riten-Pradhan<sup>168</sup>. (Fig.51) - La anteversión media fue de 15,51 grados (Intervalo de confianza  $\pm 16,2$ ), con un Rango entre 2,47 y 43,36 grados.



$$\text{Anteversión} = \arcsen (p/0'4xD)$$

*D*: diámetro máximo

*M*:  $D/5$

*P*: distancia de M al arco ciliario

Fig. 51 Medición de anteversión acetabular en radiografía AP de pelvis

C. Situación del Cotilo en la “Zona Segura” de Lewinnek, establecida en un rango de 30 a 50° de inclinación y 5 a 25° de anteversión.

El porcentaje de cotilos situados dentro de los límites de inclinación fue del 79,4%; de anteversión del 61,4% de los casos; y que cumplieran ambas premisas en un 50% de los cotilos medidos.

d) Posición axial del vástago femoral (Neutro, varo o valgo) (Neutro: cuando el vástago se encuentra alineado en el centro del canal medular femoral; Varo: cuando se orienta hacia la cortical medial del fémur; Valgo: cuando se orienta hacia la cortical lateral del fémur).

La posición del vástago femoral respecto al eje diafisario del fémur se ha medido en posición neutra (75%); en varo (10,7%); y en valgo (14,3%).

e) Efecto Voss (Negativo/Positivo/Neutro) (Negativo: cuando la punta del trocánter mayor queda por debajo del centro de la cabeza femoral; Positivo: si queda por encima; Neutro: si se encuentra a la misma altura)

La posición del vástago femoral respecto al centro de rotación se ha medido en posición neutra (60,7%); Negativa (23,2%); y Positiva (16,1%).

f) Tratamiento de la luxación:

a) Reducción Cerrada

b) Revisión componentes fijos

a. Acetábulo

b. Vástago femoral

c. Completo

c) Revisión componentes móviles:

a. Polietileno

b. Cotilo constreñido (puede considerarse móvil-fijo dependiendo de la marca)

c. Doble movilidad (puede considerarse móvil-fijo dependiendo de la marca)

- d. Cuello femoral
- e. Cabeza femoral
- d) Cirugía de partes blandas
- e) Fijación interna de trocánter mayor
- f) Artroplastia de resección (Girdlestone)

4.4.5. Factores relacionados con el tratamiento postoperatorio.

No se toman en consideración por no ser variables cuantificables para el estudio.

#### 4.5. PROCEDIMIENTOS DIAGNÓSTICOS Y TÉCNICA QUIRÚRGICA

##### 4.5.1. Procedimientos diagnósticos

Todos los pacientes intervenidos de cirugía protésica de cadera, son, en primer lugar, valorados en consulta externa de Cirugía Ortopédica y Traumatología, donde se realiza historia clínica completa. Dentro de la encuesta clínica se atiende a la duración de la clínica; posibles desencadenantes, limitación de las funciones cotidianas que supone; necesidad y frecuencia de toma de analgésicos; antecedentes clínicos, traumáticos o quirúrgicos de interés.

Para la exploración física es importante señalar la existencia de cojera; necesidad o no de ayuda para la deambulación; balance articular; cicatrices; discrepancia de longitud de miembros inferiores; alteraciones o cirugías en el resto de articulaciones de las extremidades inferiores, etc... Como prueba complementaria es necesaria una radiografía simple de pelvis completa en proyección AP, así como de la cadera afecta en proyecciones AP y axial. En casos seleccionados se solicita telemetría de miembros inferiores.

Si el paciente es candidato a cirugía programada, se le informa del proceso quirúrgico en cuanto a perspectivas pronósticas, limitaciones del tratamiento y posibles complicaciones. En caso de acceder a la propuesta terapéutica, firma un documento de Consentimiento Informado y es incluido en Lista de Espera Quirúrgica, que en nuestra área sanitaria tiene una media de 10-11 meses de duración.

En el caso de la fracturas de cadera candidatas a artroplastia parcial o total de cadera, este proceso se realiza en Urgencias hospitalarias al ingreso y tras control del episodio agudo. Realizándose la cirugía en los días sucesivos, cuando el estado general lo permita o no exista contraindicación por tratamientos antiagregantes o anticoagulantes concomitantes.

Es requisito fundamental la valoración por el Servicio de Anestesiología y Reanimación, que catalogan al paciente dentro de la puntuación ASA Score e indican las pautas prequirúrgicas.

#### 4.5.2. Técnica Quirúrgica

Todos los pacientes fueron intervenidos en los quirófanos del Hospital Universitario Santa Lucía de Cartagena, Murcia. En mesa de operaciones convencional y bajo raquianestesia como método habitual (anestesia general en casos seleccionados), se sitúa al paciente en decúbito lateral, dejando expuesta la cadera a intervenir (dato corroborado por los mecanismos de Check-List del área). Se utilizan posicionadores para la fijación de la pelvis: uno posterior en zona sacra, y en la zona anterior puede usarse un posicionador único sobre el pubis, o bien, los modelo de Exeter (Fig.52) que cuentan con dos puntos de apoyo sobre ambas espinas ilíacas anterosuperiores, siendo los preferidos por la Unidad de Cadera pues permiten una fijación más estable y control más óptimo en el control de la postura de pelvis y columna lumbar.



Fig.52 Posicionador tipo Exeter



Fig.53 Protección del paciente (CPE)

Además situamos protectores de gel para la cabeza del peroné (nervio ciático poplíteo externo) (Fig.53) y aislamos la región anal y pudenda con paños adhesivos.

Tras el lavado de manos y vestimenta estéril, se impregna el miembro a intervenir con clorhexidina tintada y se aísla con paños quirúrgicos especiales de cadera.

Para el abordaje posterior (Fig.54), se utiliza la técnica descrita por Kocher y Langenbeck. Una incisión recta de la piel centrada sobre el centro del trocánter mayor, equidistante cefálica y caudalmente al centro del trocánter. La

longitud de la incisión de la piel oscila entre 16 y 22 cm. La fascia lata se incide entre el vientre muscular del tensor de la fascia lata y del glúteo mayor. La bursa trocantérica y el tejido adiposo que cubre los rotadores externos cortos se escinde para identificar los bordes posteriores del glúteo medio y los rotadores externos cortos. La tenotomía de los músculos rotadores externos cortos se realiza con electrocauterización lo más cerca posible desde su inserción ósea. Después de reflejar estos músculos, la cápsula posterior queda expuesta a lo largo de la base del cuello femoral. La cápsula se abre longitudinalmente desde el labrum acetabular hasta la porción superior del trocánter menor a lo largo de la base del cuello. La cabeza femoral se disloca posteriormente desde el acetábulo mediante flexión y rotación interna del fémur para la osteotomía del cuello.

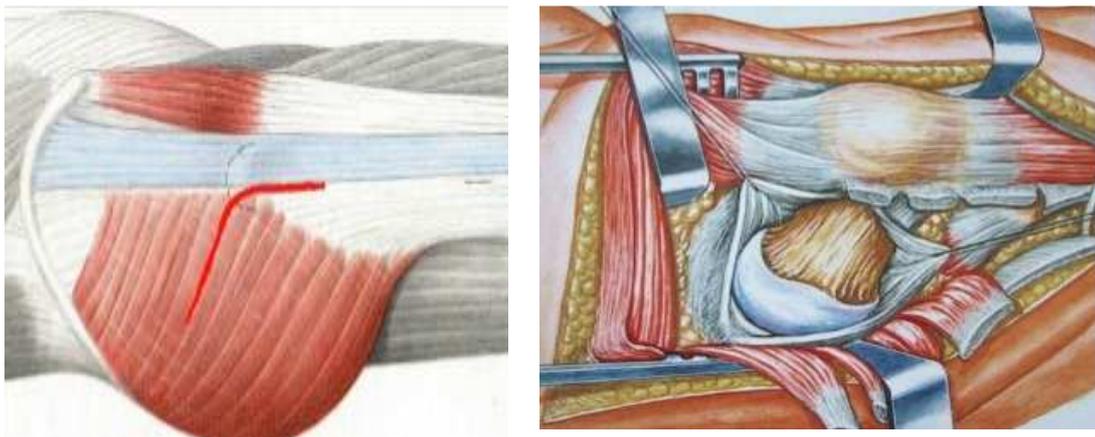


Fig. 54 Abordaje posterior. Plano intermuscular y exposición ósea

En el abordaje anterolateral (Fig.55), las fibras del músculo glúteo medio se separan en su tercio anterior de 3cm hasta la inserción. El tendón conjunto y el periostio de el glúteo medio y el vasto lateral se separan generando un flap entre el glúteo mínimo y anterior hasta exponer la cápsula anterior y realizar una capsulectomía "en T". La cabeza femoral se luxa anteriormente mediante extensión y rotación externa del fémur.



Fig. 55 Abordaje lateral

Para el tiempo acetabular, se emplea una fresa hemisférica de corte unidireccional con la que se excava la superficie cartilaginosa hasta alcanzar el hueso subcondral sangrante. Se recomienda profundizar con las 2 primeras fresas y emplear el resto en ampliar circunferencialmente el cotilo, teniendo precaución de no perder el apoyo en ninguna de las paredes pélvicas. Posteriormente, se comprueba el tamaño acetabular correspondiente a la última fresa empleada con un cotilo de prueba y se implanta el definitivo. En este momento, según la estabilidad primaria conseguida puede optarse por el empleo de tornillos de fijación acetabular, previo brocado de, al menos, una cortical.

A continuación se prepara en fémur proximal. Empleando inicialmente un escoplo-ventana, se labra suficientemente el hueso esponjoso medial al trocánter mayor para evitar una varización del implante. Luego se emplean fresas cónicas, rectas y manuales para obtener el tamaño adecuado en metáfisis y diáfisis. Posteriormente se pasa a utilizar rasps, de tamaño sucesivo, y con la misma forma que el vástago final pero dentadas, que preparan el fémur para el implante. Con el tamaño de raspa que más ajuste nos proporcione, se prueba el tamaño de cuello y de cabeza para comprobar la longitud y estabilidad del implante. En caso de vástagos cementados, para su fijación, utilizamos técnicas de cementación femoral de cuarta generación: disminución de la porosidad, presurización con la ayuda de tapón obturador del canal femoral para la contención y lavado pulsátil.

Finalmente se posiciona el polietileno del par seleccionado, el vástago femoral con centralizador distal si dispone de ello, la cabeza femoral y la reducción de la prótesis.

Es importante comprobar la reducción (no interposición de partes blandas) y estabilidad del implante en las posiciones de riesgo según la vía empleada antes de proceder implantar los componentes definitivos.

Después de la implantación de la prótesis, la cápsula, el flap glúteo y/o rotadores externos cortos se reinsertan utilizando la técnica descrita por Suh et al<sup>169</sup>. De dos a tres orificios de 1,5 a 2 cm de distancia se brocan en la cresta trocantérica para el paso de suturas no reabsorbibles a través de los márgenes superior e inferior del colgajo capsular y de la porción tendinosa del músculo piriforme-rotadores externos.

Todos los pacientes recibieron profilaxis antibiótica con Cefazolina 2 g o Vancomicina 1g (en caso de alergia) en la inducción anestésica y profilaxis antitrombótica con heparina de bajo peso molecular al menos 12 horas antes de la intervención quirúrgica.

#### 4.6. MÉTODO ESTADÍSTICO

En primer lugar, se realizó un estudio descriptivo observacional y transversal, analizando la frecuencia de cada variable, así como sus estadísticos descriptivos con el objeto de conocer las características de la muestra estudiada y dar respuesta así al primer objetivo de la Tesis.

Posteriormente, para alcanzar el segundo objetivo, se estudió la influencia de unas variables sobre otras mediante test de comparación de medias, test de correlación de variables y estudios de regresión.

Mediante el test de Kolgomorov-Smirnov, se determinó el conjunto de variables que seguían o no una distribución normal para conocer los tipos de apropiados de análisis estadístico.

Las variables cualitativas se han estudiado mediante frecuencias relativas y absolutas. La dispersión de las variables cuantitativas se ha valorado mediante el rango y la desviación típica. La medida de tendencia central aplicada a las variables cuantitativas ha sido la media aritmética.

La comparación de las variables cualitativas en relación a la variable dicotómica Luxación/ No luxación se ha realizado mediante el test de Chi-cuadrado de Pearson.

Para el contraste de las variables cuantitativas en relación a la variable cualitativa luxación/no luxación se ha aplicado el test de la T de Student para datos independientes.

Se determinó la fuerza de asociación calculando Odds Ratio con intervalos de confianza del 95%.

Para la determinación de la influencia o contribución que ejercen las distintas variables sobre el evento estudiado (Luxación de prótesis de cadera),

se ha realizado un análisis de regresión lineal univariante, en primer lugar, y en función de los resultados obtenidos, un análisis multivariante con modelos “Intro” y de “Pasos hacia atrás de Wald”.

Se estableció un nivel de significación estadística equivalente a un nivel alfa del 5% ( $p < 0,05$ ). Para determinar la combinación de variables más precisa para cada diagnóstico se realizó un análisis de regresión logística binaria utilizando la herramienta SPSS que permitió la estimación de los odds ratios en cada nivel de la variable de predicción cuando se ajusta por otras variables en el modelo. El valor de corte de clasificación se fijó en 0,5. Se calculó el R cuadrado de Nagelkerke que mostró el porcentaje de variación de la variable de resultado que se explica por el modelo de predicción.

Los datos estadísticos se han procesado con el programa SPSS (versión 21.0; SPSS Inc, Chicago, Ill) y con un nivel de significación de  $p < 0,05$ .



## 5. RESULTADOS

### 5.1. DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA (CASOS DE LUXACIÓN)

Del total de 1643 cirugías protésicas de cadera realizadas en nuestro centro entre los años 2010 y 2017, se han producido un total de 61 casos de luxación postquirúrgica resultando en un 3,7% de tasa total de dislocación.

Considerando la cirugía anterior a la luxación:

- a) Artroplastia total de cadera primaria (37 casos: 60,66%). Tasa total: 3,89%.
- b) Hemiarthroplastia de cadera (9 casos: 14,7%). Tasa total: 1,74%.
- c) Cirugía de Revisión de cadera protésica (15 casos: 24,6%). Tasa total: 8,57%.

De los 61 casos, se han hallado 5 defunciones, resultando una incidencia de la mortalidad del 8,20%.

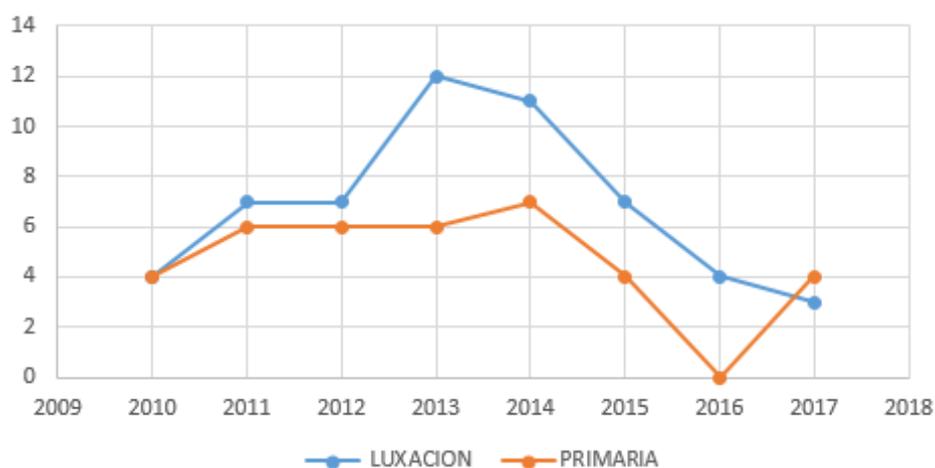


Figura 56. Evolución de la incidencia de luxación de cadera en el periodo estudiado

<b>VARIABLE</b>	<b>MEDIA</b>	<b>IC 95%</b>	<b>RANGO</b>
Edad cirugía (años)	70,4	±26,56	21-90
Edad luxación (años)	72,4	±26,48	29-90
IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	28,7	±13,3	19-49
Talla (m)	1,60	±0,18	1,40-1,80
Peso (kg)	73,95	±34,8	48-120
Nº episodios	1,8	± 2,46	1-6
ABD cotilo (º)	48,3	±20,7	26,7-80
ANTV cotilo (º)	15,5	±16,2	2,47-43,4

<b>VARIABLE</b>			
Clasificación temporal	<b>Precoz</b> 50,8%	Intermedio 29,5%	Tardío 19,7%
Mecanismo	Espontáneo 32%	<b>Forzado</b> 45,9%	Traumatismo 21,3%
Vía de Abordaje	<b>Posterior</b> 85,2%	Anterolateral 14,8%	
Intervenidos en Unidad de Cadera y Pelvis	SI 50,8%	NO 49,2%	
Tipo de Prótesis	<b>PTC 60,7%</b>	PPC 14,8%	Revisión 24,6%

<b>DIAGNÓSTICO</b>					
<b>Artrosis primaria 34,4%</b>	Fractura 24,6%	NACF 18%	Displasia 13,1%	Artritis Reumatoide 8,2%	Fracaso OS 1,6%

Tabla 1. Resumen Características clínicas de la Muestra de luxaciones de cadera

**VARIABLE**

<u>Tribología</u>	<b>Metal- Polietileno</b> <b>63,3%</b>	<i>Cerámica- Cerámica</i> 18,3%	<i>Cerámica- Polietileno</i> 16,7%	<i>Metal-Metal</i> 1,7%
<u>Cabezas femorales</u>	22-24mm 18%	<b>26-28mm</b> <b>32,8%</b>	30-32mm 27,9%	≥36mm 21,3%
<u>Tipo Anclaje cotilo</u>	<b>Pressfit</b> <b>42,6%</b>	<i>Tornillos</i> 36,1%	<i>Cemento</i> 4,9%	<i>Roscado</i> 3,3%
<u>Vástago femoral</u>	Neutro 67%	Varo 10,7%	Valgo 14,3%	
<u>Efecto VOSS</u>	Neutro 60,7%	Negativo 23,2%	Positivo 16,1%	
<u>Zona Segura de Lewinnek</u>	° ABD 79,4%	° ANTV 61,4%	<b>AMBAS 50%</b>	

Tabla 2. Resumen Características quirúrgicas de la Muestra de luxaciones de cadera

## 5.2. TRATAMIENTO APLICADO EN LOS EPISODIOS DE LUXACIÓN

En el tratamiento de la luxación, 28 casos se resolvieron con Reducción Cerrada. En 1 paciente fue necesaria la reducción abierta.

Se aplicó tratamiento quirúrgico a 33 pacientes (54,1%), consistentes en:

- Recambio de cotilo: 11 casos. Junto 2 conversiones de artroplastia parcial a total.
- Uso de cotilos constreñidos: 4 casos
- Uso de sistemas de doble movilidad: 4 casos
- Cambio de longitud de cuello femoral: 1 caso

- Revisión completa (vástago y cotilo): 3 casos
- Reducción abierta y fijación interna de trocánter mayor: 2 casos
- Artroplastia de Resección de Girdlestone: 4 casos
- Plastias de partes blandas: 2 casos (Asociado a recambio de cotilo)
- Cambio aislado de polietileno: 1 caso

### TRATAMIENTO DE LA LUXACIÓN PROTÉSICA

REDUCCIÓN CERRADA	<b>28</b>
REDUCCIÓN ABIERTA	1
RECAMBIO DE COTILO	<b>11</b>
RECAMBIO DE VÁSTAGO	-
RECAMBIO COMPLETO	3
COTILOS CONSTREÑIDOS	4
SISTEMAS DE DOBLE MOVILIDAD	4
ELEMENTOS MODULARES	2
GIRDLESTONE	4
PLASTIAS DE PARTES BLANDAS	2
OSTEOSÍNTESIS TROCÁNTER MAYOR	2

Tabla 3. Resumen Tratamiento de la luxación protésica

La cirugía fue indicada como tratamiento en la mayoría de los casos de luxación recidivante (54,1%). Las alteraciones que se consideraron causantes de la complicación aparecieron con más frecuencia en el componente acetabular, siendo necesaria su revisión en el 66,7% de las cirugías, bien mediante reorientación del cotilo 42,5%, o cambio a diseño constreñido 12,1% y doble movilidad 12,1%.

El tratamiento conservador resultó eficaz en el 45,9% de los casos mediante reducción cerrada.

### 5.3. ANÁLISIS DE CASOS Y CONTROLES

Para el estudio comparativo, el grupo de Casos (Portadores de Artroplastia primaria de cadera / Luxación) tiene un tamaño muestral de 37. Con edad media de años. El grupo Control (Portadores de Artroplastia primaria de cadera / No luxación) tiene un tamaño muestral de 128. (Tabla 4)

#### 5.3.1. Factores relacionados con el paciente

	<i><b>PTC LUXADA</b></i>	<i><b>PTC ESTABLE</b></i>
n	37	128
Edad media	71,5 años	77,5 años
Género (M/V)	19/18	110/55
IMC media	27,7 Kg/m <sup>2</sup>	29,2 Kg/m <sup>2</sup>
ASA (I-II / III-IV)	59,5% / 40,5%	65,2% / 34,8 %
LADO (Dcha/Izq)	19/18	101/64
Disfunción cognitiva	8,6%	13,5%
Coxartrosis	16%	47,9%
Fractura	3,2%	2,1%
NACF	4,3%	2,1%
AR	8,5%	8,5%
Fallo Osteosíntesis	1,1%	0%

Tabla 4 CARACTERÍSTICAS CLÍNICAS Grupos (Casos y Controles)

#### a) Edad

Para el cálculo del riesgo y asociación, se marcó como punto de corte la edad de 65 años. Hallando un nivel de significación estadística ( $p=0,005$ ) entre los pacientes con edad mayor o igual frente a los menores de 65 años. Pudiendo afirmar que la cirugía a la edad de 65 años o mayor supone un factor de riesgo para la luxación de artroplastia

de cadera primaria 3,57 mayor que para los pacientes intervenidos a una edad más temprana para la población estudiada. (Tabla 5)

EDAD	LUXACIÓN	NO LUXACIÓN	TOTAL	p	ODDS RATIO	IC 95%
≥65 AÑOS	29,5%	28,4%	57,9%	<b>0,005</b>	3,57	1,44-8,88
<65 AÑOS	9,5%	32,6%	42,1%			

Tabla 5 Comparación de frecuencias (Edad)

b) Sexo

La muestra se distribuye entre sexos con una mayoría de mujeres en ambos grupos, frente al sexo masculino, sin hallar una diferencia estadísticamente significativa ( $p=0,15$ ). (Tabla 6)

SEXO	LUXACIÓN	NO LUXACIÓN	TOTAL	p	ODDS RATIO	IC 95%
MUJER	25,5%	31,9%	57,4%	0,154	0,536	0,23-1,27
HOMBRE	12,8%	29,8%	42,6%			

Tabla 6 Comparación de frecuencias (Género)

c) Índice de Masa Corporal (IMC)

- Para el cálculo del riesgo y asociación, se marcó como punto de corte un IMC de 30kg/m<sup>2</sup>. Hallando un nivel de significación estadística ( $p=0,015$ ) entre los pacientes con IMC mayor o igual frente a los menores de 30 kg/m<sup>2</sup>. Pudiendo afirmar que un IMC de 30 o mayor supone un factor protector para la luxación de artroplastia de cadera primaria en la población estudiada. (Tabla 7)

IMC	LUXACIÓN	NO LUXACIÓN	TOTAL	p	ODDS RATIO	IC 95%
≥30 kg/m <sup>2</sup>	7,4%	26,3%	33,7%	<b>0,015</b>	0,31	0,12-0,82
<30 kg/m <sup>2</sup>	31,6%	34,7%	66,3%			

Tabla 7 Comparación de frecuencias (IMC)

d) Diagnóstico inicial

El análisis de la relación entre los distintos diagnósticos que condujeron al implante de una prótesis de cadera primaria y la luxación ha mostrado proporción estadísticamente significativa ( $p=0,09$ ) (Tabla 8). Sin embargo, el análisis por separado de la influencia de la fractura como diagnóstico inicial no ha resultado con significación estadística ( $p=0,32$ ) frente al resto de entidades diagnósticas. (Tabla 9)

DIAGNÓSTICO	LUXACIÓN	NO LUXACIÓN	TOTAL	p
ARTROSIS	16%	47,9%	63,8%	0,09
FRACTURA	3,2%	2,1%	5,3%	
DISPLASIA	4,3%	2,1%	6,4%	
NACF	8,5%	8,5%	17%	
FALLO OS	1,1%	0%	1,1%	
AR	5,3%	1,1%	6,4%	

Tabla 8 Comparación de frecuencias (Diagnóstico)

DIAGNÓSTICO	LUXACIÓN	NO LUXACIÓN	TOTAL	p	ODDS RATIO	IC 95%
FRACTURA	3,2%	2,1%	5,3%	0,32	2,5	0,39-15,5
OTROS	35,8%	58,9%	94,7%			

Tabla 9 Comparación de frecuencias (Fractura)

e) Disfunción neuromuscular

La ausencia de patología neuromuscular, déficit cognitivo o el abuso de alcohol y drogas estuvo ausente en el 89,5% del total de casos y controles, sin hallar una diferencia estadísticamente significativa ( $p=0,45$ ) ante los diagnosticados. (Tabla 10)

Disfunción	LUXACIÓN	NO LUXACIÓN	TOTAL	p	ODDS RATIO	IC 95%
NO	33,7%	55,8%	89,5%	0,45	1,66	0,45-6,17
SI	5,3%	5,3%	10,5%			

Tabla 10 Comparación de frecuencias (Disfunción cognitiva-motora)

f) Lateralidad

La muestra se distribuye con una mayoría de intervenciones sobre cadera derecha en ambos grupos, frente al lado izquierdo, sin hallar una diferencia estadísticamente significativa ( $p=0,47$ ). (Tabla 11)

LADO	LUXACIÓN	NO LUXACIÓN	TOTAL	p	ODDS RATIO	IC 95%
DERECHO	23,4%	33%	56,4%	0,47	0,73	0,31-1,70
IZQUIERDO	14,9%	28,7%	43,6%			

Tabla 11 Comparación de frecuencias (Lateralidad)

g) Riesgo Anestésico

No se demuestra significación estadística de distribución entre la proporción con la que se hallan los distintos grados de asignación de riesgos anestésico según el ASA Score (I-IV) ( $p=0,55$ ). Marcando como punto de corte la en grado II de ASA, el nivel de significación estadística ( $p=0,009$ ) no fue alcanzado. (Tabla 12)

ASA	LUXACIÓN	NO LUXACIÓN	TOTAL	p	ODDS RATIO	IC 95%
1-2	23,2%	36,8%	60%	0,93	1,08	0,45-2,41
3-4	15,8%	24,2%	40%			

Tabla 12 Comparación de frecuencias (ASA Score)

## 5.3.2. Factores relacionados con la técnica quirúrgica

	<i>PTC LUXADAS</i>	<i>PTC ESTABLE</i>
<i>Abducción media</i>	49,4 <sup>º</sup>	38,8 <sup>º</sup>
<i>Anteversión media</i>	15,7 <sup>º</sup>	16,1 <sup>º</sup>
<i>Cabeza 22-24 mm</i>	3,2%	0%
<i>Cabeza 28 mm</i>	13,7%	1,1%
<i>Cabeza 30-32 mm</i>	12,6%	34,7%
<i>Cabeza ≥ 36 mm</i>	9,5%	25,3%
<i>Abordaje posterior</i>	31,9%	37,2%
<i>Unidad de Cadera</i>	16,8%	55,8%

Tabla 13 CARACTERÍSTICAS QUIRÚRGICAS Grupos (Casos y Controles)

## a) Experiencia del cirujano

Esta variable se ha definido en cuanto a la pertenencia del cirujano a la Unidad de Cadera y Pelvis del Hospital Universitario Santa Lucía de Cartagena durante el periodo estudiado. Hallando un nivel de significación estadística ( $p < 0,05$ ) entre los pacientes cirujanos intervenidos por pertenecientes a dicha Unidad de trabajo y los cirujanos del staff. Pudiendo afirmar que la artroplastia de cadera realizada por cirujanos no pertenecientes a la Unidad de Cadera y Pelvis del Hospital Universitario Santa Lucía supone un factor de riesgo para la luxación de artroplastia de cadera primaria 13,9 veces mayor. (Tabla 14)

UNIDAD	NO LUXACIÓN	LUXACIÓN	TOTAL	p	ODDS RATIO	IC 95%
NO	5,3%	22,1%	27,4%	<b>0,001</b>	13,9	4,5-42,8
SI	55,8%	16,8%	72,6%			

Tabla 14 Comparación de frecuencias (Grupo de trabajo)

b) Tamaño cabeza femoral

El análisis de la relación entre los distintos tamaños de cabeza femoral utilizados en prótesis de cadera primaria y la luxación ha mostrado proporción estadísticamente significativa ( $p=0,09$ ). Para el cálculo del riesgo y asociación, se marcó como punto de corte un tamaño de 32 mm. Hallando un nivel de significación estadística ( $p<0,05$ ) entre las cabezas con tamaños menores a 32 mm y las de 32 mm o mayores. Pudiendo afirmar que una prótesis con cabeza femoral de tamaño menor a 32 mm supone un factor de riesgo de 43,4 veces más para la luxación de artroplastia de cadera primaria en la población estudiada que el uso de cabezas de 32 mm o mayor diámetro. (Tabla 15)

TAMAÑO CABEZA	LUXACIÓN	NO LUXACIÓN	TOTAL	p		
22-24 mm	3,2%	0%	3,2%	<b>0,0001</b>		
28 mm	13,7%	1,1%	14,7%			
30-32 mm	12,6%	34,7%	47,4%			
≥ 36 mm	9,5%	25,3%	34,7%			
TAMAÑO CABEZA	LUXACIÓN	NO LUXACIÓN	TOTAL	p	ODDS RATIO	IC 95%
<32mm	16,8%	1,1%	17,9%	<b>0,001</b>	43,43	5,4-348,1
≥32mm	22,1%	60%	82,1%			

Tabla 15 Comparación de frecuencias (Tamaño de cabeza femoral)

c) Abordaje quirúrgico

La muestra se distribuye con una mayoría de intervenciones mediante vía posterior (69,2%), frente al abordaje anterolateral de Hardinge (30,9%), en ambos grupos. Hallando un nivel de significación estadística ( $p<0,05$ ). Pudiendo afirmar que la cirugía de cadera mediante vía posterior supone un factor de riesgo para la luxación de artroplastia de cadera primaria 3,29 mayor que para los pacientes intervenidos en la población estudiada. (Tabla 16)

ABORDAJE	NO LUXACIÓN	LUXACIÓN	TOTAL	p	ODDS RATIO	IC 95%
HARDINGE	24,5%	6,4%	30,9%	<b>0,019</b>	3,29	1,18-9,13
POSTERIOR	37,2%	31,9%	69,2%			

Tabla 16 Comparación de frecuencias (Vía de abordaje)

d) Ángulo de Inclinación del cotilo

Para el cálculo del riesgo y asociación, se marcó como punto de corte los cotilos medidos dentro del rango situado entre 30º y 50º de inclinación y los cotilos fuera de éste. Hallando un nivel de significación estadística ( $p=0,009$ ). Pudiendo afirmar que un cotilo orientado fuera del rango comprendido entre los 30º y 50º de abducción supone un factor de riesgo para la luxación de artroplastia de cadera primaria 3,26 veces mayor. (Tabla 17)

º ABDUCCIÓN	LUXACIÓN	NO LUXACIÓN	TOTAL	p	ODDS RATIO	IC 95%
ZONA SEGURA	21,1%	48,4%	69,5%	<b>0,009</b>	3,26	1,32-8,07
NO ZS	17,9%	12,6%	30,5%			

Tabla 17 Comparación de frecuencias (Abducción cotilo)

e) Ángulo de Anteversión del cotilo

Para el cálculo del riesgo y asociación, se marcó como punto de corte los cotilos medidos dentro del rango situado entre 5 y 25º de anteversión y los cotilos fuera de éste. Sin hallar una diferencia estadísticamente significativa ( $p=0,36$ ). (Tabla 18)

º ANTEVERSIÓN	LUXACIÓN	NO LUXACIÓN	TOTAL	p	ODDS RATIO	IC 95%
ZONA SEGURA	31,6%	53,7%	85,3%	0,36	1,7	0,54-5,32
NO ZS	7,4%	7,4%	14,7%			

Tabla 18 Comparación de frecuencias (Anteversión cotilo)

f) Combinación Anteversión e Inclinación

Para el cálculo del riesgo y asociación, se marcó como punto de corte los cotilos medidos dentro del rango situado entre 5 y 25º de anteversión combinado con el rango situado entre 30º y 50º de inclinación. Sin hallar una diferencia estadísticamente significativa ( $p=0,14$ ). (Tabla 19)

ZONA SEGURA	LUXACIÓN	NO LUXACIÓN	TOTAL	p	ODDS RATIO	IC 95%
SI	14,7%	32,6%	47,4%	0,14	0,51	0,23-1,23
NO	24,2%	28,4%	52,6%			

Tabla 19 Comparación de frecuencias (Zona Segura)

g) Uso de polietilenos de borde elevado

Se ha estudiado la relación entre el uso de polietilenos de borde elevado o con “cejas” en la cirugía primaria y la luxación. Sin hallar una diferencia estadísticamente significativa ( $p=0,16$ ). (Tabla 20)

CEJA	LUXACIÓN	NO LUXACIÓN	TOTAL	p	ODDS RATIO	IC 95%
NO	28,4%	35,8%	64,2%	0,16	0,53	0,22-1,29
SI	10,5%	25,3%	35,8%			

Tabla 20 Comparación de frecuencias (Polietilenos con ceja antiluxante)

h) Posición del vástago

Se ha estudiado la relación entre la posición del vástago en la cirugía primaria y la luxación. Sin hallar una diferencia estadísticamente significativa para las distintas alineaciones en el plano axial ( $p=0,06$ ) ni por el efecto VOSS medido ( $p=0,26$ ).

i) Tipo de fijación acetabular

Se ha estudiado la relación entre el método de fijación del cotilo al acetábulo óseo en la cirugía primaria y la luxación. Sin hallar una diferencia estadísticamente significativa ( $p=0,07$ ).

j) Tribología

El análisis de la relación entre los distintos pares de fricción empleado en la cirugía primaria y la luxación no ha mostrado diferencia estadísticamente significativa ( $p=0,06$ ).

#### 5.4. RESUMEN DE RESULTADOS

Mediante análisis de contraste de medias con test de Chi-Cuadrado y t de Student, se presentan como factores de riesgo con diferencia de medias estadísticamente significativas en relación con el evento de “Luxación de Prótesis de Cadera primaria”: la edad por encima de los 65 años, el IMC menor de  $30 \text{ kg/m}^2$  (hallándose la obesidad como factor de protección), la vía de abordaje posterior, la orientación del acetábulo fuera del rango  $30-50^\circ$  de inclinación, el uso de cabezas femorales menores de 32 mm de diámetro y la cirugía realizada por traumatólogos no vinculados a la unidad especializada en cirugía protésica de cadera. (Tabla 21)

VARIABLE	p	OR	IC 95%
EDAD $\geq$ 65 AÑOS	<b>0,005</b>	3,57	1,44-8,88
IMC $\geq$ 30 kg/m <sup>2</sup>	<b>0,015</b>	0,31	0,12-0,82
NO UNIDAD CADERA	<b>0,001</b>	13,9	4,5-42,8
CABEZA<32mm	<b>0,001</b>	43,43	5,4-348,1
VÍA POSTERIOR	<b>0,019</b>	3,29	1,18-9,13
ABDUCCIÓN <30 <sup>o</sup> >50 <sup>o</sup>	<b>0,009</b>	3,26	1,32-8,07

Tabla 21 Factores de riesgo demostrados mediante contraste de medias

□

En el análisis univariante (Tabla 22) se observa que las variables que se correlacionan de forma significativa con un mayor riesgo de luxación son el uso de cabezas femorales menores de 32 mm de diámetro y la cirugía realizada por traumatólogos no vinculados a la unidad especializada en artroplastia de cadera, por tanto fueron incluidas en el modelo multivariante para evaluar la posible existencia de sesgos o factores de confusión. En el análisis multivariante (Tabla 23) se confirma el resultado obtenido, además de mostrar adicionalmente la edad mayor a 65 años como factor de riesgo independiente (se encuentra cerca del límite inferior de la significación estadística puesto que el IC95% del Hazard Ratio se sitúa muy próximo a 1. Este hecho podría fundamentarse en que determinados factores de confusión hubieran influido en que no obtuviera el grado suficiente de significación estadística en el análisis univariante previo).

Por tanto, podemos concluir que la edad igual o superior a 65 años de edad, el implante de cabezas femorales con menos de 32 mm de diámetro y la cirugía no realizada por miembros de una Unidad especializada en cirugía de Cadera, constituyen factores de riesgo independientes para la dislocación coxofemoral protésica con significación estadística. Una prótesis con cabeza femoral de tamaño menor a 32 mm supone un factor de riesgo independiente de 46,3 veces mayor para la luxación de artroplastia de cadera primaria en la población estudiada que el uso de cabezas de 32 mm o mayor diámetro.

VARIABLE	p
NO UNIDAD CADERA	<b>0,002</b>
CABEZA<32mm	<b>0,0001</b>

Tabla 22 Factores de riesgo demostrados mediante Análisis Univariante

VARIABLE	p	HR	IC 95%
EDAD≥65 AÑOS	<b>0,047</b>	3,65	1,02-13,1
NO UNIDAD CADERA	<b>0,002</b>	8,14	2,2-29,97
CABEZA<32mm	<b>0,001</b>	46,28	4,9-441,1

Tabla 23 Factores de riesgo demostrados mediante Análisis Multivariante

Se estableció un nivel de significación estadística equivalente a un nivel alfa del 5% ( $p < 0,05$ ). Para determinar la combinación de variables más precisa para cada diagnóstico, se realizó un análisis de regresión logística binaria que permitió la estimación de los odds ratios en cada nivel de la variable de predicción cuando se ajusta por otras variables en el modelo. El valor de corte de clasificación se fijó en 0,5. Se calculó el  $R^2$  de Nagelkerke que mostró el porcentaje de variación de la variable de resultado que se explica por el modelo de predicción pudiendo afirmar que un paciente intervenido de PTC primaria por un cirujano que no pertenece a la Unidad de Cadera y que se implanta una cabeza femoral de <32 mm tiene un riesgo 22,53 veces mayor de luxación, y si además este paciente tiene más de 65 años el riesgo será 21,2 veces mayor de este evento en la población estudiada.



## 6. DISCUSIÓN

### 6.1. Discusión sobre la incidencia de luxación protésica

La luxación como complicación tras la cirugía protésica de cadera, es una entidad ampliamente estudiada desde distintos puntos de vista (características clínicas, quirúrgicas, por tipo de implante) tratando de demostrar una relación directa con distintos factores, sin poder hallar una razón que explique por sí misma la aparición de la dislocación coxofemoral protésica, y llegando a la conclusión de que depende de una suma de distintas cualidades de riesgo que, teóricamente predisponen a dicha adversidad en la evolución y, con frecuencia, pronóstico incierto para los pacientes afectados. Las series publicadas en la literatura son muy heterogéneas y dependiendo del tipo de artículo los valores oscilan. Existen desde grupos tan amplios como las 65.992 artroplastias primarias del Registro Nacional Australiano<sup>171</sup> hasta las 75 artroplastias de revisión publicadas por Wera<sup>170</sup>.

La inestabilidad en la prótesis de cadera está lejos de resolverse pues existen escasas líneas de investigación sobre este tema, cada vez más frecuente, por el auge de la cirugía protésica, por la aparición de la modularidad protésica, por el aumento de los recambios y por el incremento de la longevidad de los pacientes y de la edad de las indicaciones, presentando en estas edades avanzadas una musculatura cada vez más atrófica.

La incidencia de la luxación en las ATC oscila entre el 0,5 y 9,2% en las series históricas. El problema es la heterogeneidad de las muestras poblacionales y del diseño de los diferentes estudios que, por ejemplo, pueden referirse solamente a artroplastias primarias o contabilizar conjuntamente las luxaciones consecutivas a ATC primarias y a revisiones (situación que dificulta continuamente la comparación y extrapolación de resultados con la bibliografía). Por este motivo, para el diseño de este estudio se ha valorado la posibilidad de, tras describir el conjunto de sucesos de luxación en la búsqueda de elementos comunes, en nuestro área de salud en los últimos 7 años (plazo elegido por la disponibilidad trabajar con archivos de historias clínicas y pruebas de imagen digitalizadas), hayamos aportado un análisis comparativo

de grupos homogéneos en cuanto al tipo de cirugía (Artroplastia Primaria de cadera), procedimiento electivo y normalmente sobre pacientes sanos. Se ha desestimado un análisis comparativo entre la prótesis parciales pues presentan numerosos elementos de confusión, normalmente inherentes a las características del paciente (edad avanzada, alteración cognitiva y funcional frecuente). Del mismo modo no se han estudiado los factores relacionados con la luxación protésica en cirugía de revisión debido a la heterogeneidad en el tipo de acto quirúrgico (componente acetabular, femoral, elementos modulares, todos ellos), así como la diferencia en cuanto a stock óseo (antecedentes de infección, osteolisis por aflojamiento aséptico, fracturas periprotésicas...) o integridad de partes blandas.

En relación con la incidencia total de luxación protésica de cadera en la muestra fue de 3,7%. Correspondiendo el 60'6% a casos de artroplastia primaria; 14'7% a hemiartroplastias; y 24,6% a cirugías de revisión. La tasa de luxación recidivada tras una reducción cerrada fue de 39,3%.

Los datos publicados al respecto oscilan entre tasas del 0'5 y 9'2% para cirugía primaria; y del 8,4 al 25% en revisiones. Si valoramos por separado las distintas tasas de nuestra muestra, la luxación de artroplastia total de cadera primaria presenta una incidencia del 3,89%.; y tras la cirugía de revisión hallamos un 8,57%. Lo cual nos sitúa en un rango muy aceptable dentro de la literatura.

La luxación fue clasificada como precoz (<3 meses) en la mayoría de los casos (50,8%), encontrándose un 19,7% de los casos de luxación tardía (>5 años), y un 29,5% de luxaciones en el periodo intermedio.

Leichtle<sup>133</sup> considera un factor de riesgo para la luxación recidivante que el primer episodio aparezca en este periodo temprano. En 14 (22,9%) de los casos luxados antes de los 3 meses, hubo recidiva tras la reducción cerrada.

Los datos publicados en la literatura afirman que la mayoría de las luxaciones se producen dentro de los 3 primeros meses después de la cirugía, como ocurre en este estudio, presumiblemente por la ausencia de cicatrización de las estructuras tras la cirugía y recuperación del tono muscular. El 50%-70% de las luxaciones aparecen entre las primeras 5 semanas y 3 meses postoperatorios y más de las tres cuartas partes de todas las luxaciones dentro del primer año.<sup>133,166</sup>

Durante los 3 primeros meses tras la cirugía, Khan<sup>145</sup> declaró que los pacientes con estados confusionales tuvieron una mayor prevalencia de dislocación, pero estos autores no confirmaron esta declaración por métodos estadísticos. De hecho, en el estudio de Woolson<sup>48</sup>, la confusión fue un factor en sólo el 6% de 142 pacientes con dislocación. La concomitancia con potencial deficiencia de cumplimiento de las normas profilácticas anti-luxación tales como la enfermedad neuromuscular, disfunción cognitiva o el abuso de alcohol y drogas se observó en el 23% de los casos del estudio actual. No se demostró relación con suficiente significación estadística en el estudio de casos y controles para artroplastia primaria.

El primer episodio de luxación ocurre en el 26 % de los casos más allá de los dos años postoperatorios según el estudio de Callaghan<sup>17</sup>, cifra similar a la hallada en nuestra muestra.

Sin embargo, las tasa de luxación tardía (más de 5 años) se han situado en el 0'8% de los pacientes<sup>50</sup>. Algunos autores proponen como causa de esa inestabilidad "tardía" el progresivo desgaste del polietileno del núcleo acetabular<sup>174</sup>, pero probablemente no es el único motivo, debiéndose añadir como razones, al menos coadyuvantes, la disminución de la tensión de las partes blandas y del tono muscular y las modificaciones de postura, coordinación y equilibrio que experimentan los pacientes con el paso del tiempo<sup>46</sup>, además de la producción de otros factores que pueden influir como son el deterioro cognitivo, neurológico, etc.

La tasa de luxación recidivada tras una reducción cerrada fue de 39,3% (23 casos), resultado similar al obtenido en los trabajos de Kohn 1997<sup>145</sup> y Leichtle 2013<sup>133</sup>. La recidiva tras tratamiento quirúrgico como tratamiento de la inestabilidad se presentó en 6 casos, resultando en un 18,8%.

Si además, valoramos por separado las tasas de luxación entre cirujanos pertenecientes a la Unidad de Cadera y Pelvis de nuestro Servicio y cirujanos que realizan cirugía de cadera de forma más esporádica, hallamos que 31 de las luxaciones (50,82%) eran pacientes de la Unidad, dato que debe considerarse teniendo en cuenta que la totalidad de cirugías de revisión (15 casos) fueron intervenidas por este grupo. Hallando un nivel de significación estadística ( $p < 0,05$ ) entre los pacientes intervenidos por cirujanos pertenecientes a dicha Unidad de trabajo y los cirujanos del staff. Pudiendo

afirmar que la artroplastia de cadera realizada por cirujanos no pertenecientes a la Unidad de Cadera y Pelvis del Hospital Universitario Santa Lucía supone un factor de riesgo para la luxación de artroplastia de cadera primaria 13,9 veces mayor. Hecho reforzado por la literatura en cuanto a la experiencia del cirujano, disminuyendo el riesgo en un 50% por cada 10 PTC realizadas anualmente.<sup>44,75</sup>. Como posible explicación destacaría que la práctica y repetición aumenta el conocimiento del área anatómica, diseños protésicos e idiosincrasia de la cadera; así como la sistemática en la exposición para evitar errores de orientación en el posicionamiento y la reparación de partes blandas. En la figura 56 se muestra una tendencia descendente desde el año 2014-2015, momento en el que la Unidad de Cadera se instaura de forma más estable en nuestro centro. No se hallan diferencias con significación estadística de las distintas variables a estudio entre ambas etapas, pero probablemente con un tamaño muestral más elevado puedan encontrarse.

## 6.2. Discusión sobre factores relacionados con el paciente

- a) La muestra se distribuye entre sexos con una mayoría de mujeres (62,3%) frente al sexo masculino (37,7%). En el análisis comparativo de ATC primaria la muestra se distribuye entre sexos con una mayoría de mujeres en ambos grupos, sin hallar una diferencia estadísticamente significativa ( $p=0,15$ ) frente al sexo masculino.

Es posible que la causa que determinó la implantación protésica u otros factores como la edad, o las alteraciones neurológicas estén actuando como sesgo de confusión. Otra explicación podría ser que la indicación de artroplastia no cementada se produce a edades más jóvenes que la cementada, pudiendo ser más frecuente la producción de luxación en los varones más jóvenes debido a su mayor y más intensa actividad física y a su más frecuente adicción a determinados factores como el alcohol. No obstante, la literatura científica vierte controversia sobre esta cuestión. Estudios como los de Woo y Morrey<sup>39,46</sup> publican que el riesgo de luxación en las mujeres es 2 veces superior al de los hombres. El mismo hallazgo es encontrado por Kim y cols<sup>47</sup> con un riesgo de

luxación en las mujeres 2'5 veces superior al de los hombres. Por el contrario estudios como los de Paterno<sup>24</sup>, Woolson y Rahimtoola<sup>48</sup> no encuentran diferencias entre ambos sexos. Los factores propuestos como causantes para la mayor tasa de luxación en el sexo femenino son la menor fuerza y tono muscular, y la mayor elasticidad de los tejidos blandos <sup>26,57</sup>. Este hecho podría explicar así mismo la falta de correlación de riesgo de luxación protésica en el sexo femenino cuando se trata de una artroplastia de revisión. En este caso, el compromiso de la función muscular tras la artroplastia de revisión que se presenta también en el sexo masculino hace que la incidencia de luxación se iguale entre ambos sexos<sup>51</sup>.

- b) La media de edad a la que los pacientes de la muestra han sufrido el primer episodio de luxación protésica es de 72,4 años y la media de edad a la que fueron sujetos a la cirugía previa a luxación fue de 70,4 años. Para el cálculo del riesgo y asociación, se marcó como punto de corte la edad de 65 años. Hallando un nivel de significación estadística ( $p=0,005$ ) entre los pacientes con edad mayor o igual frente a los menores de 65 años. Pudiendo afirmar que la cirugía a la edad de 65 años o mayor supone un factor de riesgo para la luxación de artroplastia de cadera primaria 3,57 mayor que para los pacientes intervenidos a una edad más temprana para la población estudiada.

Revisando la literatura, existen publicaciones como las de Paterno y Morrey<sup>24,46</sup> que no encuentran relación entre la edad y la luxación protésica. Por el contrario, Ekelund y cols<sup>38</sup> publican que el riesgo de luxación se multiplica por dos en octogenarios. Del mismo modo, Byström y cols<sup>172</sup> publican un riesgo de luxación 4'5 veces superior en mayores de 80 años y Berry y cols<sup>20</sup> un riesgo relativo de luxación 1'3 veces superior en pacientes mayores de 70 años.

Obtener conclusiones claras según la edad es complicado. En nuestro centro como en la mayoría, la causa más frecuente de implantación de una artroplastia en pacientes octogenarios es la fractura, pero en ellos no suele implantarse una artroplastia total sino una artroplastia parcial. La edad avanzada supone un aumento de la

fragilidad, pérdida de tono muscular, incapacidad para cumplir las normas antiluxación y aumento de la incidencia de problemas cognitivos, todo lo que por sí mismo supone mayor riesgo de luxación protésica, lo que nos lleva a cuestionar si la edad es un factor de riesgo independiente o un sesgo de confusión. Mediante el análisis multivariante, hallamos que la edad, finalmente, constituye un factor de riesgo independiente en pacientes de 65 años o mayores.

- c) El Índice de Masa Corporal medio es de 28,69 kilogramos/m<sup>2</sup> para los pacientes afectados de luxación de cadera de la población estudiada. Para el cálculo del riesgo y asociación, se marcó como punto de corte un IMC de 30kg/m<sup>2</sup>. Hallando un nivel de significación estadística ( $p=0,015$ ) entre los pacientes con IMC mayor o igual frente a los menores de 30 kg/m<sup>2</sup>. Pudiendo afirmar que un IMC de 30 o mayor supone un factor protector para la luxación de artroplastia de cadera primaria en la población estudiada. Así, aunque cabría esperar que la obesidad fuera un factor de riesgo para sufrir luxación de cadera, de la misma manera que se asocia a multitud de complicaciones como la infección, sangrado, malposición de componentes por dificultad de exposición del campo quirúrgico o el desgaste precoz de materiales protésicos, puede existir una relación inversamente proporcional con la dislocación debido a la disminución del arco de movilidad secundaria al exceso de tejido adiposo.<sup>50</sup> No es el primer estudio, donde el sobrepeso no se relaciona con un mayor riesgo de luxación protésica<sup>133</sup>.
- d) Diagnóstico inicial. La entidad que más frecuentemente de la asociado a la luxación protésica en general ha sido la coxartrosis (34,4%), seguida de la fractura subcapital (24,6%). Barrack<sup>98</sup> demostró que el riesgo de luxación es mayor cuando el inicial es necrosis avascular, fractura o artritis reumatoide. Estos hallazgos coinciden con los ya publicados por Khatod<sup>56</sup> y Meek<sup>125</sup>.

En el estudio de influencia estudiado para el caso de la PTC primaria, la proporción entre los distintos tipos de diagnóstico inicial resulta ser significativa estadísticamente. Sin embargo, la fractura por sí

sola no ha obtenido un grado de significación suficiente como para ser considerada un factor de riesgo. Este hallazgo diferente al expuesto en la literatura <sup>74,127,146</sup> puede tener justificación en que para la muestra estudiada, la fractura de fémur proximal o de acetábulo, sólo ha supuesto un 5,3% del total de diagnósticos, no obstante, sería poco prudente pensar que en el contexto de una fractura en la zona de la cadera, con distensión de partes blandas y posible afectación de trocánteres o elementos óseos de referencia, el implante de la artroplastia no suponga un reto a la estabilidad y reparación anatómica y funcional.

- e) El puntaje ASA es una buena variable de riesgo porque se relaciona estrechamente con la enfermedad multisistémica, aumentando con la edad y complicando la recuperación muscular.

La puntuación ASA, es fácil de documentar y resume la comorbilidad del paciente de una manera simple, fiable y reproducible. En este estudio el ASA Score como predictor de luxación de prótesis de cadera no se ha mostrado decisivo en la muestra estudiada. Al contrario que en el estudio de Jolles, donde la puntuación ASA igual o mayor a 3 del paciente resultó ser significativa aisladamente.<sup>58</sup>

- f) Factores como la raza y lateralidad no se tradujeron como factor de riesgo según los datos obtenidos.

### 6.3. Discusión sobre los factores relacionados con la cirugía

Un alto porcentaje de estudios publicados en la bibliografía, hace referencia a que una inclinación del cotilo superior a los 50º en el plano anteroposterior en la radiografía y una anteversión mayor de 20º, conllevan a una mayor incidencia de luxación<sup>28</sup>. La determinación postoperatoria del ángulo de orientación es especialmente difícil en lo referente a la anteversión, a pesar de la presencia de marcadores

metálicos en los diseños de polietileno y del recurso a procedimientos trigonométricos.

- a) En su trabajo clásico Lewinnek y cols<sup>70</sup> muestran que las ATC que tienen el acetábulo colocado dentro la “zona de seguridad” de  $15^{\circ} \pm 10^{\circ}$  de anteversión y  $45^{\circ} \pm 10^{\circ}$  de abducción, tienen una tasa de luxación de 1'5% en tanto que las que no se encuentran dentro de esos límites presenta una tasa de 6'1%. Datos similares fueron encontrados por Biedermann y cols<sup>71</sup> observando que el 93% de las ATC estables de su serie y lo que es más llamativo el 67% de las inestables se situaban dentro de esta “zona de seguridad”. Igualmente sucede con otros autores que registran un aumento significativo de dicha tasa si la abducción del acetábulo es igual o mayor a  $50^{\circ}$  ( $p = 0,001$ ) o la anteversión es igual o menor a  $5^{\circ}$  o igual o mayor de  $20^{\circ}$  ( $p = 0,02$ ).<sup>28</sup>

La media del ángulo de abducción en los pacientes luxados de nuestra serie de luxaciones fue de 48,34 grados y de 15,1 grados de anteversión.

Se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en la relación entre luxación y ángulo de abducción del cotilo en casos de artroplastia primaria cuando la orientación acetabular se encontraba fuera del rango de  $30-50^{\circ}$  grados ( $p=0,009$ ) suponiendo un factor de riesgo para la luxación de artroplastia de cadera primaria 3,26 veces mayor. Sin embargo no se observa tal relación con respecto a la situación dentro o fuera del rango de  $5-25^{\circ}$  de anteversión.

En relación a la orientación dentro de los límites de seguridad mencionados, el porcentaje de cotilos situados dentro de los límites de inclinación fue del 79,4%; de anteversión del 61,4% de los casos; y que cumplieran ambas premisas el 50% de los cotilos medidos (lo que muestra que solo en la mitad de las prótesis luxadas se podría achacar teóricamente dicho evento a la malposición del acetábulo en cuanto a orientación).

En el análisis por separado de las artroplastias primarias, en el 47,4%, los cotilos se orientaban dentro de la “Zona Segura” con una frecuencia de luxación del 14,7%; y un 24,2% en el 52,6% de los casos fuera del rango de seguridad. Diferencia sin significación estadística.

Así pues, según nuestros resultados, la orientación fuera de rango con respecto al ángulo de inclinación sería más determinante a la hora de predecir una futura inestabilidad de la prótesis. Hallazgo que se diferencia de otras series, donde la anteversión se considera el factor predictor más importante para la aparición de luxación, o al menos para la recurrencia.<sup>19</sup>

### 6.3.1. DISCUSIÓN ZONA SEGURA

Los objetivos de cualquier reemplazo articular consisten en aliviar el dolor y restaurar la función. Para ello es indispensable conseguir una correcta fijación al hueso y que nuestra reconstrucción sea precisa y biomecánicamente estable. El papel y la experiencia del cirujano es determinante en este punto a la hora de fresar y aplicar los componentes definitivos, con el fin de disminuir las complicaciones y aumentar previsiblemente la supervivencia de los implantes

Clásicamente se ha propugnado una orientación ideal del cotilo dentro de unos valores absolutos de inclinación y anteversión de 40 y 15 grados respectivamente con 10º de margen superior e inferior. El origen de dicha fórmula data de 1978, del estudio de Lewinnek sobre las luxaciones ocurridas en 300 prótesis llegando a dichas conclusiones en cuanto los valores más seguros y creando la famosa “Zona de Seguridad de Lewinnek”.

Sin embargo, tras casi 40 años, esta máxima se pone en duda al hallar en recientes estudios (sobre alrededor de 9000 artroplastias) que la mayoría de las luxaciones ocurren con cotilos colocados dentro de dicha zona (Espósito<sup>116</sup> 2015, Abdel<sup>146</sup> 2016, Seagrave<sup>99</sup> 2017), además de no reflejar necesariamente

el mejor posicionamiento para reducir otras complicaciones tales como el desgaste, la cobertura ósea y las tasas de revisión (Callanan<sup>145</sup> et al. 2011), siendo difícil extraer conclusiones por el carácter multifactorial de la luxación protésica.

A la luz de estos hallazgos, se trabaja en la idea de una “Zona de seguridad individualizada”, con valores objetivo relativos, donde la relación en el plano sagital y coronal de la pelvis con la columna lumbar (“Spine-Hip Syndrome”) tenga teóricamente un papel fundamental al aunar la orientación más ideal tanto en la estática de la cadera, como en las distintas demandas funcionales.

Cabe destacar, que para denominar “segura” a una orientación determinada, debe cumplir el requisito de registrar dos o tres veces menos proporción de luxaciones (Ratio = 0,5 ó 0,33).<sup>116</sup>. Ahora bien, aunque encontrar una fórmula que nos permita realmente aseverar una seguridad en cuanto a la minimización de complicaciones, otro problema será disponer de medios para implantar los componentes protésicos en dicha orientación, pues actualmente ni con la técnica de manos libres ni con el uso de guías mecánicas estamos cerca de conseguirlo. Los estudios más optimistas hablan de un 47% dentro de la zona objetivo. <sup>62,145</sup>

Con la premisa de facilitar la implantación del componente acetabular en la posición deseada en cuanto a centro de rotación, anteversión e inclinación, emergen con fuerza los sistemas de cirugía asistida por navegación informática, que, mediante el marcado previo de referencias anatómicas para cada sujeto, necesario para hallar el Plano Pélvico Anterior (PPA) o el mismo eje anatómico del cotilo (ACA), es capaz de señalar si hemos conseguido alcanzar nuestro objetivo.

La navegación usando como referencia el PPA se ha mostrado útil para incrementar el número de cotilos dentro de dicha zona en comparación con la técnica manos libres. Reduciendo el número de “outliers” o cotilos en posiciones extremas. A la vez, mejora la habilidad del cirujano para colocar los componentes en la posición deseada pues ofrece información intraoperatoria y feedback al cirujano, es una técnica quirúrgica más segura y por lo tanto obtiene mejores resultados a costa de un mayor tiempo quirúrgico. Meta-análisis recientes reflejan una clara ventaja de la navegación sin imágenes

frente a los métodos clásicos en la alineación de los componentes protésicos.<sup>122,123,124</sup>

A las ventajas citadas, la navegación con el eje anatómico del cotilo (ACA) como referente, permite reconstruir el centro de rotación (con más facilidad, pues se puede realizar en decúbito lateral y no se ve influenciado por las dimensiones del paciente), y con mayor información sobre la báscula pélvica y su orientación funcional durante la marcha, sedestación y decúbito. Constituye una ventaja importante disponer de la confirmación de la posición protésica deseada durante el mismo acto quirúrgico, otorgándonos la posibilidad de realizar modificaciones del centro de rotación (como aumentar el fresado o bien realizar acetabuloplastias) y orientación del cotilo en tiempo real, sin necesidad de esperar al control radiográfico.<sup>157</sup>

La cirugía asistida por sistemas informáticos aporta una colocación más precisa, reproducible y con menor variabilidad en la orientación de los componentes protésicos. Una revisión sistemática de la literatura aporta como dato positivo una reducción significativa ( $p = 0,03$ ) de la tasa de luxaciones del 2,49% en ATC operadas convencionalmente respecto al 1,03% registrado en las realizadas con navegación quirúrgica.<sup>126</sup> Pero, paradójicamente y a pesar de todo eso, la tasa de luxaciones en ATC navegadas resulta similar a la obtenida en no navegadas.<sup>124</sup>

También el abordaje quirúrgico puede influir en el riesgo de dislocación anterior y posterior, pudiendo recomendarse una “zona segura” alternativa según la vía (Callanan et al<sup>143</sup>, 2011), por ejemplo, un abordaje posterior conduciría a una fragilidad muscular en el sitio quirúrgico, predisponiendo a la dislocación posterior. El aumento de la anteversión acetabular y femoral en este caso, teóricamente ayudaría a reducir la posibilidad de dislocación posterior de cadera (Biedermann et al<sup>71</sup> 2005). Varios estudios en esta revisión reportaron ángulos de anteversión inferiores en las prótesis luxadas realizados por vía posterior (Nishii et al<sup>88</sup>, 2004, Kim et al<sup>74</sup> 2009, Fujishiro<sup>165</sup> et al. 2016). Hecho que sugiere que pueden ser necesarios distintas orientaciones según el abordaje empleado.

Dentro del grupo de casos de luxación, observamos que la vía posterior ha sido la preferida en el 85,2%, demostrando en el análisis estadístico, constituir un factor de riesgo para la luxación de artroplastia de cadera primaria 3,29 mayor que para los pacientes intervenidos en la población estudiada, con un nivel de significación estadística ( $p < 0,05$ ). Existe la posibilidad de haber producido un sesgo ante la proporción tan dispar en la elección de la vía de abordaje.

A pesar de las cifras mencionadas, la vía posterior ha ganado adeptos ya que, al asociar determinadas modificaciones técnicas, el porcentaje de luxaciones ha disminuido, no hallando diferencias con el abordaje anterolateral en diversas revisiones. <sup>60,61</sup>

Debido a la variedad de diseños de estudio, abordajes quirúrgicos y poblaciones identificadas, es difícil sacar conclusiones generales con respecto a una zona objetivo según valores absolutos para el posicionamiento del cotilo protésico. La zona ideal para la orientación del acetábulo está influenciada probablemente por otros factores, por lo que el objetivo ideal para cada paciente puede variar dependiendo cualidades intrínsecas a cada persona. <sup>146</sup>

Nuestros datos muestran que la "zona segura" acetabular radiográfica que se ha utilizado ampliamente desde 1978 no garantiza un menor riesgo de dislocación de la cadera. Esto no implica que la posición del componente no sea importante. Los cirujanos deben tener cuidado al colocar los componentes, porque el éxito de una artroplastia de cadera depende no sólo de la estabilidad, sino también en el desgaste y el rango de movimiento. En conclusión, nuestros resultados apoyan la noción de que la dislocación de la cadera es multivariable en la etiología y que la posición del componente acetabular por sí sola no es completamente protectora contra la inestabilidad. Parece que no existe una "zona segura" cuando se trata de la posición del componente. De hecho, la mitad de nuestras prótesis luxadas estaban dentro del rango propuesto. Lograr que una prótesis sea estable depende de un posicionamiento apropiado de los componentes, teniendo en cuenta la anatomía ósea y muscular del paciente individual tanto en estado estático como dinámico, lograr balance y tensión de tejidos blandos, y los cuidados de rehabilitación apropiados.

Recomendamos, en futuros estudios de este campo, evaluar los diferentes abordajes quirúrgicos por separado para conocer su influencia en el óptimo posicionamiento del componente acetabular.

- b) Otros factores, como la dimensión de los componentes y la inclinación pélvica se ha demostrado que influyen en el posicionamiento apropiado y consiguiente riesgo de dislocación.<sup>123</sup> La versión femoral (Fujishiro<sup>165</sup> et al. 2016) y la versión acetabular-femoral combinada (Jolles<sup>58</sup> et al. 2002) también han sido investigados como un posible factor determinante en la estabilidad de la cadera.
- c) Respecto a los factores relacionados con el diseño del implante se ha estudiado la influencia del tamaño de la cabeza femoral. El diámetro de cabeza más utilizado en la serie de luxaciones corresponde a 26-28 mm (32,8%) seguido de 30-32 mm (27,9%).

El análisis de la relación entre los distintos tamaños de cabeza femoral utilizados en prótesis de cadera primaria y la luxación ha mostrado proporción estadísticamente significativa ( $p=0,09$ ). Para el cálculo del riesgo y asociación, se marcó como punto de corte un tamaño de 32 mm con un nivel de significación estadística ( $p<0,05$ ) Pudiendo afirmar que una prótesis con cabeza femoral de tamaño menor a 32 mm supone un factor de riesgo independiente de 43,4 veces superior para la luxación de artroplastia de cadera primaria en la población estudiada que el uso de cabezas de 32 mm o mayor diámetro en virtud del análisis de regresión lineal multivariante.

Berry y cols<sup>20</sup> también encuentran diferencias estadísticamente significativas en el riesgo de luxación en dependencia del tamaño de la cabeza femoral con riesgo mayor cuanto menor es el diámetro de la cabeza femoral, publicando un riesgo relativo para la luxación 1'7 veces mayor y 1'3 veces mayor usando cabezas de 22 mm y 28 mm respectivamente en comparación con cabezas de 32 mm de diámetro.

En la literatura encontramos autores como Amlie y cols<sup>79</sup> que en un estudio de supervivencia libre de luxación de ATC con diámetros del par articular de 28 mm y 32 mm, hallaron una supervivencia a los 8 años significativamente mayor en las prótesis con mayor tamaño de cabeza. Esto confirma la tendencia expresada en los datos del Registro Noruego<sup>172</sup> respecto a una supervivencia a 12 años libre de luxación 4 veces mayor para las ATC con cabezas de 36 mm frente a aquellas con cabezas de 28 mm o de 22 mm. Un análisis de casi 248.000 procedimientos de la THA del Registro Nacional Inglaterra y Gales sugirieron que el uso cada vez mayor de Tamaños de cabeza de 36 mm o más durante el período 2005-2009 se asoció con una disminución en el número de dislocaciones<sup>174</sup>.

La simulación mediante elementos finitos ha demostrado que la estabilidad aumenta de forma proporcional al tamaño de la cabeza femoral. Por tanto, si queremos conseguir una artroplastia estable deberemos recurrir al tamaño de cabeza más grande que nos permita el cotilo implantado<sup>128</sup>.

En el estudio experimental de Bartz y cols<sup>132</sup> el mecanismo principal de luxación de la ATC con cabeza de 22 mm es el choque entre los componentes protésicos, en tanto que con cabeza de 32 mm pasa a ser el conflicto entre las estructuras anatómicas, esencialmente entre el trocánter menor y el isquion.

- d) El análisis estadístico no ha reflejado que la elección en el par de fricción represente un factor de riesgo para la dislocación en nuestra serie, lo que se confirma por los resultados de la literatura<sup>13</sup>.
- e) Tampoco lo ha resultado la técnica de fijación acetabular al hueso, o la posición el vástago en cuanto a orientación axial y efecto VOSS.
- f) El uso de cejas anti-dislocación no mejoró los resultados comparados polietilenos estándar. El uso de revestimientos de polietileno reticulados debe reducir la tasa de dislocación tardía reduciendo el desgaste lineal en comparación con los revestimientos de polietileno convencionales.

#### 6.4. Discusión sobre el manejo terapéutico

La revisión quirúrgica debido a la luxación recidivante de cadera, constituye un 18,3% de la tasa total de indicación de cirugía de rescate en nuestra área sanitaria.

Esta tasa está situada en una posición moderada con respecto a la literatura para la incidencia y clasificación de esta causa de revisión. De hecho, en el registro sueco, el 73,1% de las 25 684 revisiones realizadas entre 1979 y 2009 fueron para el aflojamiento aséptico, con un 8,7% para la dislocación en segundo lugar. En el registro australiano, el aflojamiento aséptico fue la primera causa de revisión (29,9%) de las 31,335 revisiones analizadas, seguidas de dislocación (27,6%). En el registro neozelandés de 2278 THA, la revisión de la dislocación fue del 30,6% (segunda causa).<sup>174,175,176</sup> La tasa de revisión para la dislocación en un estudio prospectivo sobre la indicación de cirugía en prótesis de cadera luxadas en Francia<sup>177</sup> era de un 10,4%, quinto lugar en la lista de causas de revisión. Una hipótesis para explicar esta diferencia sería el uso más frecuente de sistemas de doble movilidad en Francia para reducir el riesgo de dislocación durante primaria artroplastias primarias, en particular en pacientes de alto riesgo.

El tratamiento quirúrgico para la inestabilidad de la artroplastia de cadera suele considerarse después del segundo o incluso del tercer episodio de dislocación, en pacientes sin malposición evidente del componente, fallo en la reducción cerrada o desplazamiento significativo del trocánter mayor.

Es necesario valorar el mecanismo de luxación, en casos de traumatismo previo es frecuente hallar alteraciones óseas en forma de fractura periprotésica o contusión de partes blandas. En luxaciones espontáneas en reposo, se presume una malposición grosera, desgaste de componentes o bien tensión insuficiente de aparato abductor. En ambos casos, la revisión quirúrgica puede plantearse de entrada.

También es importante la cronicidad. Los episodios de dislocación en el periodo precoz suelen responder al tratamiento conservador y énfasis de las

medidas preventivas posturales para una cicatrización satisfactoria. Sin embargo, en el periodo tardío, si la prótesis resulta inestable a la sedestación tras la reducción cerrada, no está justificado el uso de ortesis de abducción, espigas de yeso o tracción del miembro, sino que deberá optarse por la revisión quirúrgica de componentes, presumiblemente desgastados.

Como algoritmo esquemático para el tratamiento quirúrgico en casos de luxación recidivante se propone<sup>102</sup>:

- a) Malposición del cotilo, desgaste o aflojamiento.

En pacientes menores de 70 años de edad y sin factores de riesgo, se debe revisar apropiadamente. Si los implantes lo permiten, se debe aumentar el diámetro de la cabeza femoral. En casos de desgaste del inserto, se debe considerar la posibilidad de un cambio aislado de polietileno, con preferencia por el diseño de bordes elevados<sup>17</sup>.

En los pacientes que tienen más de 70 años y / o tienen factores de riesgo de inestabilidad (procedimientos quirúrgicos múltiples o trastornos neurológicos, por ejemplo), los sistemas de doble movilidad parecen la mejor solución si el mecanismo abductor se conserva íntegro<sup>146</sup>. Pueden considerarse los sistemas constreñidos en los pacientes más ancianos con afectación severa de partes blandas. (Fig.57)

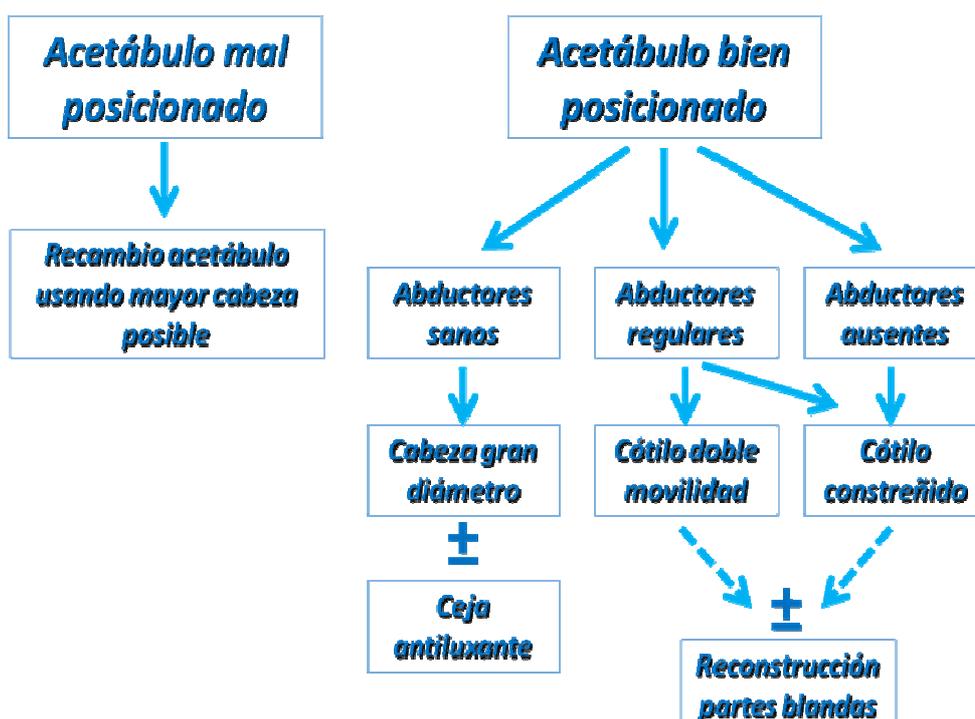


Fig.57 Algoritmo de tratamiento en cotilos fijos

- b) Posición apropiada del cotilo sin desgaste o aflojamiento y causa no femoral de dislocación.

En cotilos no cementados, se puede intercambiar a un inserto con reborde elevado y el diámetro de la cabeza femoral puede aumentarse si es compatible con los implantes. Con una cotilo cementado, se debe considerar un aumento de bordes. En pacientes jóvenes, sin embargo, parece preferible un cambio de cotilo con un aumento en el diámetro de la cabeza. También se pueden considerar sistemas de doble movilidad, principalmente en pacientes con menos de 60 años de edad.

- c) Causa femoral de la dislocación

En el caso de una fijación deficiente o inadecuada posición (deficiencia de offset femoral o discrepancia en longitud de miembros inferiores), se debe considerar la sustitución del componente femoral. Un medio menos invasivo de restablecer el vuelo femoral consiste en cambiar la longitud del cuello y / o el diámetro de la cabeza, sin embargo, se debe tener precaución para evitar un alargamiento excesivo de la extremidad inferior.

Cuando la prótesis incluye un cuello modular, este componente puede ser cambiado aisladamente modificando su longitud y orientación. En las revisiones del componente femoral, se debe considerar el uso de un diseño de cuello modular para optimizar la anteversión, el offset y la longitud del cuello<sup>102</sup>.

- d) Reparación de tejidos blandos

Los tejidos blandos deben ser siempre reparados en la medida de lo posible. La inmovilización puede ser útil en pacientes con alteraciones graves del tejido blando o con factores tales como agitación o coordinación motora pobre<sup>102</sup>.

### 6.5. Resumen de discusión

Como resumen, a los factores de riesgo conocidos como el sexo femenino, alteraciones neurológicas, la indicación protésica postfractura o caderas displásicas, el ASA Score por encima del grado 3, y la orientación acetabular fuera de los márgenes de seguridad de anteversión, hemos aportado con este estudio los hallazgos de que son decisivos: la edad mayor o igual a 65 años, el IMC menor de 30 kg/m<sup>2</sup>, la experiencia insuficiente del cirujano, la vía de abordaje posterior, el uso de cabezas femorales con menos de 32 mm de diámetro y la orientación acetabular fuera de los márgenes de seguridad de inclinación, que confirman la tendencia estudiada previamente por otros grupos de investigación.

Habida cuenta de la multitud de factores de riesgo identificados y por descubrir, la prevención será la estrategia más importante a la hora de plantear un tratamiento mediante artroplastia de cadera. La cirugía comienza en la consulta, donde debemos ser capaces de identificar los rasgos favorecedores de inestabilidad protésica (mujer, edad avanzada,...) y de hacer partícipe al paciente de su tratamiento y de la idiosincrasia particular de un portador de prótesis de cadera, sabiendo que, por el resto de su vida, deberá evitar actividades y gestos potencialmente nocivos para la integridad de su nueva articulación. Aunque tomar tiempo en enfatizar y explicar estos detalles fundamentales a los pacientes resulta clave en su concienciación sobre la futura cirugía, las herramientas que nos ofrece la tecnología en la actualidad nos pueden ayudar a la familiarización con el proceso, poniendo en la palma de la mano (teléfonos móviles, dispositivos electrónicos), la posibilidad de consultar todas las dudas que se puedan plantear. A destacar la aplicación “Mi PTC” del Dr. Alberto Sánchez del Hospital de Galdakao (Vizcaya), con un interfaz intuitivo y amplio contenido narrado e ilustrado que engloban desde información sobre la patología primaria y pasando por aspectos técnicos sobre el funcionamiento de una prótesis, hasta medidas de prevención postoperatoria en aspectos de la vida diaria tales como la posición a adaptar en el uso del baño, uso del andador, cómo subir y bajar del coche o a la hora de dormir.

Dentro del quirófano debemos contar con el arsenal terapéutico y material necesario según nuestra planificación prequirúrgica. La posición del paciente en la mesa operatoria debe confirmarse por el cirujano acorde a asegurar una relación correcta entre la columna, pelvis y miembros inferiores como punto de referencia inicial.

Se debe lograr una exposición suficiente del campo quirúrgico sin alterar las medidas de asepsia y tratamiento exquisito de los tejidos. Así, según la planificación programada realizaremos la osteotomía femoral y fresado acetabular para alcanzar una posición óptima del centro de rotación de la cadera.

En la orientación del componente acetabular, como herramientas en la técnica de manos libres, podemos usar como referencia el paralelismo con respecto a la inclinación de la rama iliopúbica ipsilateral en la radiografía preoperatoria para hacernos una idea del grado de cobertura que tendrá el cotilo definitivo. Para la anteversión deseada, nos sirve de referencia el paralelismo del cotilo definitivo con el ligamento transversal del acetábulo óseo.

Actualmente ganan protagonismo los sistemas de navegación asistida por un software informático para confirmación de la orientación y recreación del centro de rotación deseados en virtud de las referencias anatómicas utilizadas (Plano pélvico anterior o eje anatómico del cotilo), con el fin de minimizar confusiones secundarias a la posición de la pelvis con respecto a la columna lumbar o por la tracción asimétrica de expositores por el cirujano asistente.

Aunque cada marca comercial ofrezca recomendaciones de la diferencia entre el diámetro del fresado y del acetábulo definitivo compatibles con una adecuada fijación a presión, se recomienda no ser muy ambicioso pues una fijación a pressfit excesiva puede imposibilitar la reorientación en errores durante la impactación, así como fracturas del acetábulo.

La orientación del vástago se lleva a cabo en relación al calcar del cuello femoral, y su profundidad con respecto a la punta del trocánter mayor.

Tras el implante estable de los componentes fijos (bandeja acetabular y vástago femoral), el siguiente paso debe ser la prueba de estabilidad con los diferentes pares de componentes modulares atendiendo a:

- Longitud de miembros inferiores
- Tensión de partes blandas (Offset. Telescopaje)
- Rango libre de impingement
- Rango de movimiento estable

La prótesis definitiva, con el objetivo de evitar impingements, asegurar una correcta distribución de la carga y proporcionar una tensión adecuada de las partes blandas, deberá considerar las opciones de aumentar el offset femoral o no; seleccionar un tamaño de cabeza femoral del mayor tamaño compatible con el grosor del inserto acetabular (respetando 5-6 mm); obtener un ratio cabeza-cuello superior a 2; emplear insertos biselados y cuellos femorales de geometría trapezoidal en vez de sección circular. Se acepta el uso de sistemas de doble movilidad en artroplastias primarias sobre pacientes jóvenes con factores de riesgo de luxación tales como antecedente de fractura o alteraciones cognitivas, neuromusculares o por adicción a drogas y alcohol.

La cirugía no termina hasta la sutura transósea de cápsula y musculatura periarticular.

El postoperatorio, y sobre todo los 3-6 primeros meses tras la intervención, es una etapa crítica en el cuidado de la integridad de la estabilidad de la nueva prótesis de cadera. En esta fase, el paciente es el protagonista y deberá contar con la información de las medidas posturales y funcionales por parte de cirujanos y rehabilitadores.

<p><b>En CONSULTA</b> (identificar paciente de riesgo)</p>	<p>Educación e información<sup>53</sup></p>	<p>-Edad avanzada<sup>20,38</sup> - Mujer - Hombre joven</p>	<p>IMC &lt;30<sup>50</sup></p>	<p>Déficit cognitivo<sup>48</sup> Alteración neuromuscular. Alcohol. Drogas</p>	<p>ASA &gt;3<sup>58</sup></p>
<p><b>En QUIRÓFANO</b> (Técnica quirúrgica. Diseño implantes)</p>	<p>Personal especializado<sup>75</sup>  Pruebas de estabilidad  Diseño protésico</p>	<p>Cabezas femorales <math>\geq 32\text{mm}</math><sup>46</sup>  Relación cabeza cuello &gt;2<sup>81</sup>  5-6 mm grosor de inserto<sup>83</sup></p>	<p>Cotilo de perfil biselado  Cuello trapezoidal<sup>98</sup>  Offset extendido</p>	<p>Orientación de componentes  -Referencias anatómicas vs Navegación  - Lewinnek vs cotilo personalizado</p>	<p>Sutura de cápsula y rotadores  66,74</p>
<p><b>En CASA</b></p>	<p>Medidas Posturales</p>		<p>Rehabilitación</p>		

Tabla 24 Resumen de medidas preventivas con efectividad demostrada

Ahora bien, aunque esta tesis doctoral está dirigida al estudio del control y manejo de la luxación de prótesis de cadera, no debemos perder de vista los objetivos principales de la artroplastia de cadera:

- Satisfacción del paciente (Alivio sintomático)
- Reconstrucción precisa biomecánicamente
- Durabilidad y fijación estable del implante

Se ha explicado que esta complicación representa un problema debido a su origen multifactorial, difícil solución y posible conflicto de confianza médico-paciente, sin embargo, la primera causa de revisión quirúrgica sigue siendo el aflojamiento aséptico de componentes protésicos. Por tanto, no tendrá sentido usar medidas antiluxación si con ello estamos poniendo en riesgo la supervivencia a largo plazo del implante. Por ejemplo, como se ha observado en el estudio, el incremento del ratio cabeza femoral-cuello, se ha demostrado como una medida eficaz en el aumento del rango de movilidad libre de riesgo de choque, pero no significa que debemos usar el tamaño de cabeza más grande posible, sino que se usarán cabezas de diámetro alto si la relación con las dimensiones del cotilo nos permite el uso de insertos de interposición con el grosor suficiente (al menos 5-6 mm) para evitar roturas o desgastes precoces. El incremento de la relación de diámetro de cabeza/sección del cuello tiene unos límites. Por una parte se puede vulnerar la resistencia del cuello y éste romperse por fatiga. Por otro lado, conforme se incrementa el diámetro de la cabeza, dejando aparte las consideraciones tribológicas, disminuye la incidencia de choque entre los componentes protésicos, pero aumenta la posibilidad de choque entre las estructuras anatómicas, que es otra de las formas de producción de luxación.

Estos principios deben dirigirse, sobre todo, a aquellos cirujanos con limitada experiencia en la artroplastia total de cadera y sus revisiones, a los que se recomienda su apuesta por diseños versátiles con capacidad para la modularidad de componentes femorales y múltiples opciones de tipos de inserto acetabular para una misma bandeja metálica (con bordes elevados o no, constreñidos...), huyendo a su vez de las recomendaciones de compatibilidad propuestas por la industria comercial que no siempre representan la mejor opción para la supervivencia del implante.

En la misma línea de discusión cabría destacar la tendencia al uso de vías de abordajes alternativas a la posterior (clásicamente asociada a una elevada tasa de dislocaciones), como por ejemplo la vía anterolateral de Hardinge, poniendo en riesgo la integridad glútea con marcha en Trendelenburg asociada, o bien el posicionamiento neutro o insuficientemente anteverso del componente acetabular y el consiguiente dolor inguinal por

irritación del psoas, con el único argumento de evitar la inestabilidad (aunque se puede justificar en prótesis parciales de pacientes mayores, donde no se actúa sobre el cotilo, y casos seleccionados de displasia).

Por tanto, la estabilidad de cadera debe considerarse como un requisito per sé en la cirugía protésica, siendo inadmisibles aceptar como resultado una discrepancia de longitud en miembros inferiores (una de las principales causas de insatisfacción del paciente), aflojamiento precoz de los implantes, o alteraciones de la marcha, por el hecho de estar protegidos de una potencial luxación.

El objetivo ideal sería que un portador de artroplastia de cadera pasara desapercibido a la vista de los demás, sin sufrir estigmas secundarios a la técnica quirúrgica.

### 6.6. Limitaciones del estudio

Huelga destacar que el enfoque inicial del estudio era mucho más ambicioso, pero una de las restricciones típicas de un estudio retrospectivo, como es la dependencia de datos bien reflejados en los formularios de historia clínica, ha impedido recoger ciertas variables en todos los casos, como son: Marca de la prótesis, tamaño de conos morse, tamaño de cuellos femorales, tamaño de cotilos, centímetros de disimetría pre y postquirúrgica, datos sobre la afectación del aparato abductor durante la cirugía, relación con la duración de la cirugía... Además, se han desestimado variables como la "Raza" (por pertenecer todos a la raza caucásica), o el "tipo de diseño del vástago femoral", ya que los vástagos tipo Composite Beam usados no se han hallado en ningún caso de luxación, no pudiendo considerarse un factor protector pues su uso en nuestro Servicio es ínfimo en comparación con los vástagos Sliding Taper. La "fijación del componente femoral" tampoco ha sido estudiada como un factor de riesgo al usarse el cemento solamente en casos de fractura osteoporótica o

cirugías de revisión con gran pérdida de stock óseo, y no así en la entidad predominante (artroplastia primaria).

Otra limitación al estudio ha sido la ausencia o mala técnica en el registro de proyecciones radiográficas de pelvis tipo AP con buen centrado y alineación, necesarias para la medición correcta del “offset femoral” y “offset acetabular” para hallar la posición del centro de rotación ideal, así como la proyección crosstable de cadera, muy útil en la medición de la “anteversión del componente femoral”. Este inconveniente al estudio, sin embargo, ha servido de estímulo para la creación de protocolos conjuntos entre la Unidad de Cadera y Pelvis y el Servicio de Radiodiagnóstico.

Aun así, la serie sería insuficiente si aplicásemos las bases estadísticas que consideran que en un estudio comparativo aleatorizado se requieren 130 casos por grupo para detectar una diferencia de tres veces en la tasa de luxación evitando un error tipo II ( $\alpha$  0'05 y  $\beta$  0'8 usando una tasa histórica de 1%). Estos requerimientos hacen que sea muy difícil conseguir trabajos de alta calidad en este tema.

El conocimiento de los factores de riesgo para la dislocación, como los factores asociados al paciente, puede ayudar a los cirujanos a identificar candidatos de alto riesgo para llevar a cabo estrategias preventivas para minimizar la incidencia de la dislocación. Para lograr una mejora adicional o para disminuir la incidencia de luxación de cadera tras artroplastia total de cadera primaria será necesario un mayor énfasis en la selección de pacientes, la técnica quirúrgica y alineación de componentes.

## 7. CONCLUSIONES

A tenor de los resultados obtenidos en este estudio clínico sobre la inestabilidad de la artroplastia total de cadera se enumeran las siguientes conclusiones:

1. La tasa de luxación en nuestro Centro resulta similar o inferior a las distintas series publicadas en la literatura.
2. La orientación del componente acetabular dentro de los límites de la “Zona objetivo” clásicamente aceptada, no asegura la estabilidad de la prótesis, sino que depende de múltiples factores.
3. Son factores clínicos que constituyen riesgo para sufrir una luxación de artroplastia de cadera el ser pacientes de edad igual o mayor a 65 años y/o tener un Índice de Masa Corporal menor de 30kg/m<sup>2</sup>.
4. Entre los factores relacionados con la técnica quirúrgica y características del implante, constituyen un factor de riesgo para sufrir una luxación de prótesis de cadera: la vía de abordaje posterior, el uso de cabezas femorales de tamaño menor a 32 mm de diámetro y la orientación del implante acetabular fuera del rango de 30 a 50 grados de inclinación.
5. El uso de cabezas femorales de tamaño mayor a 32 mm de diámetro y la obesidad (IMC igual o mayor a 30 kg/m<sup>2</sup>) favorecen la prevención de los episodios de dislocación coxofemoral protésica.
6. El porcentaje de episodios de luxación disminuye progresivamente con el aumento de la experiencia de cirujanos. Estando justificada la instauración en los hospitales de unidades asistenciales especializadas en cirugía protésica de la cadera.



## 8. BIBLIOGRAFÍA

1. Laupacis A, Ourne R, Rorabeck C, et al. The effect of elective total hip replacement on health-related quality of life. *J Bone Joint Surg Am.* 1993; 75: 1619-1626.
2. Röder C, Parvizi J, Eggli S, Berry DJ, Müller ME, Busato A. Demographic factors affecting long-term outcome of total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2003; 417:62-73.
3. Coventry MB. Historia de la artroplastia y los reemplazos articulares. En: Morrey BF, editor. *Artroplastia. Reemplazos articulares.* 1ª Edición. Buenos Aires: Editorial Panamericana; 1994. p.19-21.
4. Gómez P, Morcuende JA. Early attempts at hip arthroplasty. 1700s to 1950s. *Iowa Orthop J.* 2015; 25: 25-29.
5. Judet R, Judet J. Technic and results with the acrylic femoral head prosthesis. *J Bone Joint Surg.* 1952; 45:173-180.
6. Moore AT. Metal hip joint: a new self-locking vitallium prosthesis. *S Med J.* 1952; 45: 1015-1019.
7. McKee GK, Farrar JW. Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. *J Bone Joint Surg.* 1966;48:245-259.
8. Charnley J. Arthroplasty of the hip, a new operation. *Lancet.* 1961; 1: 1129-1132
9. Charnley J. The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. *J Bone Joint Surg.* 1972; 54: 61-76.
10. Charnley J. Tissue reactions to polytetrafluorethylene. *Lancet.* 1963; 2: 1379-1384.
11. Soohoo NF, Farnig E, Lieberman JR, Chambers L, Zingmond DS. Factors that predict short-term complication rates after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468:2363-2371.
12. Allami MK, Fender D, Khaw FM, et al. Outcome of Charnley total hip replacement across a single health region in England. The results at ten years from a regional arthroplasty register. *J Bone Joint Surg Br.* 2006;88:1293-1298.

13. Bozic KJ, Kurtz SM, Lau E, Ong K, Vail TP, Berry DJ. The epidemiology of revision total hip arthroplasty in the United States. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91:128-133.
14. Hedlundh U, Ahnfelt L, Hybbinette CH, Weckstrom J, Fredin H. Surgical experience related to dislocation after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1996; 78: 206-209.
15. McGrory BJ, McGrory CP, Barbour L, Barbour B. Transient subluxation of the femoral head after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 2010;92:1522-1526.
16. Miric A, Kahn B, Waldman B, Sculco TP. Characteristics and natural history of transient postoperative pseudosubluxation after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2000;15:736-743.
17. Callaghan JJ. Prevention of dislocation after hip arthroplasty: lessons from long-term follow up. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;393:157-162.
18. Von Knoch M, Berry DJ, Harmsen WS, Morrey BF. Late dislocation after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2002; 84:1949-1953.
19. Parvizi J, Morrey BF. Bipolar hip arthroplasty as a salvage treatment for instability of the hip. *J Bone Joint Surg Am.* 2000;82:1132-1139.
20. Berry DJ, Von Knoch M, Schleck CD, Harmsen WS. The cumulative long-term risk of dislocation after primary Charnley total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86:9-14.
21. Kotwal RS, Ganapathi M, John A, Maheson M, Jones SA. Outcome of treatment for dislocation after primary total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 2009;91:321-326.
22. Masonis JL, Bourne RB. Surgical approach, abductor function, and total hip arthroplasty dislocation. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;405:46-53.
23. Fender D, Harper WM, Gregg PJ. Outcome of Charnley total hip replacement across a single health region in England. The results at five years from a regional hip register. *J Bone Joint Surg Br.* 1999;81:577-581.
24. Paterno SA, Lachiewicz PF, Kelley SS. The influence of patient-related factors and the position of the acetabular component on the rate of dislocation after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79:1202-1210.
25. García-Cimbrelo E, Munuera I. Dislocation in low friction arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1992;7:149-155.
26. Sanchez-Sotelo J, Berry DJ. Epidemiology of instability after total hip replacement. *Orthop Clin North Am.* 2001;32(4):543-552.

27. Phillips CB, Barrett JA, Losina E, et al. Incidence rates of dislocation, pulmonary embolism, and deep infection during the first six months after elective total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 2003; 85: 20-26.
28. Gava R, Hernández Vaquero D, Suárez Vázquez A, de Cima Suárez M, Cervero J. Influencia de la vía de abordaje y de la posición de la cúpula acetabular en la luxación de la artroplastia total de cadera. Estudio caso-control. *Rev Esp Cir Osteoart.* 2005; 40: 134-140.
29. Mahomed NN, Barrett JA, Katz JN, et al. Rates and outcomes of primary and revision total hip replacement in the United States Medicare Population. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85: 27-32.
30. Hartman CW, Garvin KL. Dislocation of the hip after reimplantation for infection. An analysis of risk factors. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;447: 24-27.
31. Williams JT, Rangland PS, Clarke S. Constrained components for the unstable hip following total hip arthroplasty: a literature review. *Int Orthop.* 2007;31: 273-277.
32. Lopreite FA, Astudillo F, del Sel H. Complicaciones tempranas de la artroplastia total de cadera por vía anterolateral transglútea. *Rev Asoc Argent Ortop Traumatol.* 2007;2:75-81.
33. Eftekhari NS. Dislocation and instability complicating low friction arthroplasty of the hip joint. *Clin Orthop.* 1978;121:120-125.
34. Chandler RW, Dorr LD, Perry J. The functional cost of dislocation following total hip arthroplasty. *Clin Orthop.* 1982;168:168-172.
35. Fackler CD, Poss R. Dislocation in total hip arthroplasties. *Clin Orthop.* 1980; 151:169-178.
36. Rao JP, Bronstein R. Dislocations following arthroplasties of the hip: incidence, prevention and treatment. *Orthop Rev.* 1991;20:261-264.
37. Ritter MA, Harty LD, Keating ME, Faris PM, Meding JB. A clinical comparison of anterolateral and posterolateral approaches to the hip. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;385:95-99.
38. Ekelund A, Rydell N. Total hip arthroplasty in patients 80 years of age and older. *Clin Orthop.* 1992;281:101-106.
39. Woo RY, Morrey BF. Dislocation after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1982;64:1295-1296.
40. Levi N, Gebuhr P. Early dislocation after total hip arthroplasty. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2001;11:47-54.

41. Colwell Jr CW, Hozack WJ, Mesko JW, et al. Ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty early dislocation rate. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;465:155-158.
42. DeWal H, Su E, DiCesare PE. Instability following total hip arthroplasty. *Am J Orthop.* 2003;32(8):377-382.
43. Jager M, Endres S, Wilke A. Total hip replacement in childhood, adolescence and young patients: a review of the literature. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 2004; 142: 194-212.
44. Hedlundh U, Ahnfelt L. Dislocations and the femoral head size in primary total hip arthroplasty. *Clin Orhtop.* 1996;333:226-233.
45. Padgett DE, Warashina H. The unstable total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;420:72-79.
46. Morrey BF. Instability after total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am.* 1992; 23:237-248.
47. Kim Y, Morshed S, Joseph T, Bozic K, Ries MD. Clinical impact of obesity on stability following revision total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;453:142-146.
48. Woolson ST, Rahimtoola ZO. Risk factors for dislocation during the first 3 months after primary total hip replacement. *J Arthroplasty.* 1999;14:662-668.
49. Masaoka T. Study of hip joint dislocation after total hip arthroplasty. *Int. Orthop.* 2005;13:1-5.
50. Mahoney CR, Pellici PM. Complicaciones de la artroplastia total de cadera primaria: como evitar y tratar las luxaciones. *Instructional Course Lectures. Ed. Española.* 2004;52: 39-49.
51. Alberton GM, High WA, Morrey BF. Dislocation after revision total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2002; 84:1788-1792.
52. Azodi OS, Adami J, Lindström D, Eriksson KO, Wladis A, Bellocco R. High body mass index is associated with increased risk of implant dislocation following primary total hip replacement, 2,106 patients followed for up to 8 years. *Acta Orthop.* 2008;79:141-147.
53. Lübbecke A, Stern R, Caravaglia G, Zurcher L, Hoffmeyer P. Differences in outcomes of obese women and men undergoing primary total hip arthroplasty. *Arthritis Rheum.* 2007;57:327-334.
54. Gregory RJH, Gibson MJ, Moran CG. Dislocation after primary arthroplasty for subcapital fracture of the hip. Wide range of movement is a risk factor. *J Bone Joint Surg Br.* 1991;73:11-22.

55. Zwartelé RE, Brand R, Doets HC. Increased risk of dislocation after primary total hip arthroplasty in inflammatory arthritis. A prospective observational study of 410 hips. *Acta Orthop Scand*. 2004;75:684-690.
56. Khatod M, Barber T, Paxton E, Namba R, Fithian D. An analysis of the risk of hip dislocation with a contemporary total joint registry. *Clin Orthop Relat Res*. 2006;447:19-23.
57. Yuan LJ, Shih CH. Dislocation after total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1999;119:263-266.
58. Jolles BM, Zangger P, Leyvraz PF. Factors predisposing to dislocation after primary total hip arthroplasty. A multivariate analysis. *J Arthroplasty*. 2002 ; 17:282–288.
59. Mallory TH, Lombardi AV, Fada RA, Herrington SM, Eberle RW. Dislocation after total hip arthroplasty using the anterolateral abductor split approach. *Clin Orthop Relat Res*. 1999;385:166-172.
60. Palan J, Beard DJ, Murray DW, Andrew JG, Nolan J. Which approach for total hip arthroplasty anterolateral or posterior? *Clin Orthop Relat Res*. 2009;467:473-477.
61. Krenzel BA, Berend ME, Malinzak RA, Faris PM, Keating EM. High preoperative range of motion is a significant risk factor for dislocation in primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2010;25:31-35.
62. Enocson A, Hedbeck C-J, Tidermark J, Pettersson H, Ponzer S, Lapidus LJ. Dislocation of total hip replacement in patients with fractures of the femoral neck. prospective cohort study of 713 consecutive hips. *Acta Orthop*. 2009;80:184-189.
63. Weeden SH, Paprosky WG, Bowling JW. The early dislocation rate in primary total arthroplasty following the posterior approach with posterior soft tissue repair. *J Arthroplasty*. 2003;18(6):709-713.
64. Kwon MS, Kuskowski M, Mulhall KJ, et al. Does surgical approach affect total hip arthroplasty dislocation rates? *Clin Orthop Relat Res*. 2006;447:434.
65. Pellici PM, Bostrom M, Poss R. Posterior approach to total hip replacement using enhanced posterior soft tissue repair. *Clin Orthop*. 1998; 355: 224-228.
66. Chiu FY, Chen CM, Chung TY, Lo WH, Chen TH. The effect of posterior capsulorrhaphy in primary total hip arthroplasty. A prospective randomized study. *J Arthroplasty*. 2000; 15: 194-199.

67. Siguier T, Siguier M, Brumpt B. Mini-incision anterior approach does not increase dislocation rate: a study of 1037 total hip replacements. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;426:164-173.
68. Patel AB, Wagle RR, Usrey MM, Thompson MT, Incavo SJ, Noble PC. Guidelines for implant placement to minimize impingement during activities of daily living after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2010;25:1275-1281.
69. Murray DW. The definition and measurement of acetabular orientation. *J Bone Joint Surg Br.* 1993;75:228-232.
70. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg.* 1978;60:217.
71. Biedermann R, Tonin A, Krismer M, Rachbauer F, Eibl G, Stöckl B. Reducing the risk of dislocation after total hip arthroplasty: the effect of orientation of the acetabular component. *J Bone Joint Surg Br.* 2005; 87:762-769.
72. Crowninshield RD, Maloney WJ, Wentz DH, Humphrey SM, Blanchard CR. Biomechanics of large femoral heads. What they do and don't do? *Clin Orthop Relat Res.* 2004;429:102-107.
73. Komeno M, Hasegawa M, Sudo A, Uchida A. Computed tomographic evaluation of component position on dislocation after total hip arthroplasty. *Orthopedics.* 2006;29:1104-1108.
74. Kim Y-H, Choi Y, Kim J-S. Influence of patient, design, and surgery-related factors on rate of dislocation after primary cementless total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2009;24:1258-1263.
75. McAuley JP, Ridgeway SR. Preoperative planning to prevent dislocation of the hip. *Orthop Clin North Am.* 2001;32:579-586.
76. Kreder HJ, Deyo RA, Koepsell T, Swiontkowski MF, Kreuter W. Relationship between the volume of total hip replacements performed by providers and the rate of postoperative complications in the State of Washington. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79:485-494.
77. Katz JN, Losina E, Barrett J, et al. Association between hospital and surgeon, procedure volume and outcomes of total hip replacement in the United States medicare population. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83A:1622-1629.
78. Fernández-Fairén M, Hernández-Vaquero D, Murcia-Mazón A, Querales-Leal V, Torres-Pérez AI, Murcia Asensio A. Inestabilidad de la artroplastia total de cadera. Una aproximación desde los criterios de la evidencia científica. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2011;55:460-475.

79. Amlie E, HØvik Ø, Reikerås O. Dislocation after total hip arthroplasty with 28 and 32 mm femoral head. *J Orthop Traumatol.* 2010;11:111-115
80. Scifert CF, Noble PC, Brown TD, et al. Experimental and computational simulation of total hip arthroplasty dislocation. *Orthop Clin North Am.* 2001;32:553-567.
81. Bader R, Scholz R, Steinhauser E, Zimmermann S, Busch R, Mittelmeier W. The influence of head and neck geometry on stability of total hip replacement: a mechanical test study. *Acta Orthop Scand.*2004;75:415-421.
82. Lawton RL, Morrey BF. Dislocation after long-necked total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;422:164-166.
83. Kelley SS, Lachiewicz PF, Hickman JM, Paterno SM. Relationship of femoral head and acetabular size to the prevalence of dislocation. *Clin Orthop Relat Res.*1998;355:163-170.
84. Peak EL, Parvizi J, Ciminiello M, et al. The role of patient restrictions in reducing the prevalence of early dislocation following total hip arthroplasty. A randomized, prospective study. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87:247-253.
85. Restrepo C, Mortazavi J, Brothers J, Parvizi J, Rothman RH. Hip dislocation: are hip precautions necessary in anterior approaches? *Clin Orthop Rel Res.* 2011;469:417-422.
86. Orozco F, Hozak WJ. Late dislocations after cementless total hip arthroplasty resulting from polyethylene wear. *J Arthroplasty.* 2001; 15:1059-1062.
87. Puri L, Lapinski B, Wixson RL, Lynch J, Hendrix R, Stulberg SD. Computed tomographic follow-up evaluation of operative intervention for periacetabular lysis. *J Arthroplasty.* 2006; 21(6): 78-82.
88. Nishii T, Sugano N, Miki H, Koyama T, Takao M, Yoshikawa H. Influence of component position on dislocation. *J Arthroplasty.* 2004; 19: 162-166.
89. Berend KR, Sporer SM, Sierra RJ, Glassman AH, Morris MJ. Achieving stability and lower-limb length in Total Hip Arthroplasty. *J Bone and Joint Surg Am.* 2010; 92: 2737-2752.
90. Soong, M, Rubash H, Macaulay W. Dislocation after Total Hip Arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg.* 2004; 12: 314-321.
91. Dorr LD,Wan Z. Causes of and treatment protocol for instability of the total hip replacement. *Clin Orhtop.* 1998;355:144-151.

92. Cabanela M. Dislocation after THA: Avoidance and management. The Hip Society. Thirty-Third Open Meeting of the Hip Society. AAOS Washington Course. 2005;362:8-12.
93. Kristiansen B, Jorgensen L. Dislocation following total hip arthroplasty. Arch Orthop Trauma Surg. 1985;103:375-377.
94. Nicholas RM, Orr JF, Mollan RA. Dislocation of total hip replacements: a comparative study of standars, long posterior wall and augmented acetabular components. J Bone Joint Surg Br. 1990;72:418-422.
95. Turner RS. Postoperative total hip prosthetic femoral head dislocations: incidence, etiologic factors, and management. Clin Orthop. 1994;301:1996-2204.
96. Ali Khan MA, Brakenbury PH. Dislocation following total hip replacement. J Bone Joint Surg Br. 1981;63:214-218.
97. Newington DP, Bannister GC, Fordyce M. Primary total hip replacement in patients over 80 years of age. J Bone Joint Surg Br. 1990;72:450-452.
98. Barrack RL, Thornberry RL, Ries MD, Lavernia C, Tozakoglou E. The effect of component design on range of motion to impingement in total hip arthroplasty. Instr Course Lect. 2001;50:275-280.
99. Seagrave K, Troelsen A, Malchau H, Husted H, Gromov K. Acetabular cup position and risk of dislocation in primary total hip arthroplasty. Acta Orthopaedica. 2017; 88:10-17.
100. Cobb TK, Morrey BF, Ilstrup DM. The elevated-rim acetabular liner in total hip arthroplasty: Relationship to postoperative dislocation. J Bone Joint Surg Am. 1996; 78:80.
101. Malik A, Maheshwari A, Dorr LD. Impingement with Total Hip Replacement. J Bone Joint Surg Am. 2007;89:1832-1842
102. Charissoux JL, Asloum Y, Marcheix PS. Surgical management of recurrent dislocation after total hip arthroplasty. Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research. 2014; 25:25–34.
103. Bourne RB, Mehin R. The dislocating hip: What to do, what to do. J Arthroplasty. 2004;19:111-114.
104. Stromsoe K, Eikvar K. Fascia lata plasty in recurrent posterior dislocation after total hip arthroplasty. Arch Orthop Trauma Surg. 1995;114:292-294.
105. Barbosa JK, Khan AM, Andrew JG. Treatment of recurrent dislocation of total hip arthroplasty using a ligament prosthesis. J Arthroplasty. 2004;19:318-321.

106. Lavigne MJ, Sanchez AA, Coutts RD. Recurrent dislocation after total hip arthroplasty: Treatment with an Achilles tendon allograft. *J Arthroplasty*. 2001;16:13-18.
107. Murcia A, Azorín LM, Blanco A, et al. Luxación recidivante de prótesis total de cadera. *Rev Ortp Traumatol*. 2006; 50: 454-467.
108. Barrack RL, Burke DW, Cook SD, Skinner HB, Harris WH. Complications related to modularity of total hip components. *J Bone Joint Surg Br*. 1993; 75:688-692.
109. Daly PJ, Morrey BF. Operative correction of unstable total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 1992;74:1334-1343.
110. Fraser GA, Wroblewski BM: Revision of the Charnley low-friction arthroplasty for recurrent or irreducible dislocation. *J Bone Joint Surg Br*.1981; 63:552-555.
111. Gromov K, Willendrup F, Palm H, Troelsen A, Husted H. Fast-track pathway for reduction of dislocated hip arthroplasty reduces surgical delay and length of stay, *Acta Orthopaedica*. 2015; 86:335-338.
112. Robbins GM, Masri BA, Garbuz DS, Greidanus N, Duncan CP. Treatment of hip instability. *Orthop Clin North Am*. 2001;32:593-610.
113. Sanchez-Sotelo J, Haidukewych GJ, Boberg CJ. Hospital cost of dislocation after primary total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2006; 88: 290-294.
114. Conroy JL, Whitehouse SL, Graves SE, Pratt NL, Ryan R, Crawford RW. Risk factors for revision for early dislocation in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2008; 23: 867-872.
115. Lazennec JY, Ramare S, Arafati N, et al. Sagittal alignment in lumbosacral fusion: relations between radiological parameters and pain. *Eur Spine J*. 2000; 9:47–55.
116. Esposito CI, Gladnick BP, Lee YY, et al. Cup position alone does not predict risk of dislocation after hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2015;30: 109–113.
117. Grammatopoulos G, Thomas G E, Pandit H, Beard D J, Gill H S, Murray DW. The effect of orientation of the acetabular component on outcome following total hip arthroplasty with small diameter hard-on-soft bearings. *Bone Joint J*. 2015; 97-B(2): 164-172.
118. Danoff J R, Bobman J T, Cunn G, et al. Redefining the acetabular component safe zone for posterior approach total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2016; 31(2): 506-511.

119. Garcia-Rey E, Garcia-Cimbreló E. Abductor biomechanics clinically impact the total hip arthroplasty dislocation rate: a prospective long-term study. *J Arthroplasty*. 2016; 31 (2): 484-490.
120. Dudda M, Gueleryuez A, Gautier E, Busato A, Roeder C. Risk factors for early dislocation after total hip arthroplasty: a matched case-control study. *J Orthop Surg Hong Kong*. 2010; 18 (2): 179-183.
121. Jørgensen C C, Kjaersgaard-Andersen P, Solgaard S, Kehlet H. Hip dislocations after 2,734 elective unilateral fast-track total hip arthroplasties: incidence, circumstances and predisposing factors. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2014; 134 (11): 1615-1622.
122. Murphy WS, Klingenstein G, Murphy SB, Zheng G. Pelvic Tilt Is Minimally Changed by Total Hip Arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2013; 471:417–421.
123. Janusz P, Tyrakowski M, Monsef JB, Siemionow K. Influence of lower limbs discrepancy and pelvic coronal rotation on pelvic incidence, pelvic tilt and sacral slope. *Eur Spine J*. 2016; 25:3622–3629.
124. Parratte S, Argenson JNA. Validation and usefulness of a computer-assisted cup-positioning system in total hip arthroplasty. A prospective, randomized, controlled study. *J Bone Joint Surg Am*. 2007;89:494-499.
125. Meek RM, Allan DB, McPhillips G, Kerr L, Howie CR. Epidemiology of dislocation after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2006; 447:9-18.
126. Moskal JT, Capps SG. Acetabular component positioning in total hip arthroplasty: an evidence-based analysis. *J Arthroplasty*. 2011; 453:142-146.
127. Joshil A, Lee CM, Marcowic L, et al. Prognosis of dislocation after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1998;13:17-21.
128. Ezquerro-Herrando L, Seral-García B, Quilez MP, Pérez MA, Albareda-Albareda J. Inestabilidad de la artroplastia total de cadera: estudio clínico y computacional de sus factores de riesgo. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*. 2015;59(4):287-294.
129. D'Angelo F, Murena L, Zatti G, Cherubino P. The unstable total hip replacement. *Indian J Orthop*. 2008;42:252-259.
130. Brogan K, Charity J, Sheeraz A, et al. Revision total hip replacement using the cement-in-cement technique for the acetabular component. Technique and results for 60 hips. *J Bone Joint Surg Br*. 2012;94:1482-1486.
131. Beaulé PE, Ebramzadeh E, Le Duff M, Prasad R, Amstutz C. Cementing a liner into a stable cementless acetabular shell: the double-socket technique. *J Bone Joint Surg Am*. 2004;86:929–934.

132. Bartz RL, Noble PC, Kadakia NR, Tullos HS. The effect of femoral component head size on posterior dislocation of the artificial hip joint. *J Bone Joint Surg Am.* 2000;82:1300-1307.
133. Leichtle UG, Leichtle CI, Taslaci F, Reize P, Wünschel M. Dislocation after total hip arthroplasty: risk factors and treatment options. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2013;47(2):96-103.
134. McConway J, O'Brien S, Doran E, Archbold P, Beverland D. The use of a posterior lip augmentation device for a revision of recurrent dislocation after primary cemented Charnley/Charnley Elite total hip replacement. Results at a mean follow-up of six years and nine months. *J Bone Joint Surg Br.* 2007;89:1581-1585.
135. McGann WA, Welch RB. Treatment of the unstable total hip arthroplasty using modularity, soft tissue and allograft reconstruction. *J Arthroplasty.* 2001;1:19-21.
136. Toomey SD, Hopper RH, McAuley JP. Modular component exchange for treatment of recurrent dislocation of a total hip replacement in selected patients. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83:1529-1532.
137. Sultan PG, Tan V, Lai M, Garino JP. Independent contribution of elevated rim acetabular liner and femoral head size to the stability of total hip implants. *J Arthroplasty.* 2002;17:289-292.
138. Olerud S, Karlström G. Recurrent dislocation after total hip replacement. Treatment by fixing and additional sector to the acetabular component. *J. Bone Joint Surg Br.* 1985;67B:402-405.
139. Bremner BR, Goetz DD, Callaghan JJ, Capello WN, Johnston RC. Use of constrained acetabular components for hip instability: An average 10-year follow-up study. *J Arthroplasty.* 2003;18 7 Suppl 1:131-137.
140. Shapiro GS, Weiland DE, Markel DC, Padgett DE, Sculco TP, Pellicci PM. The use of a constrained acetabular component for recurrent dislocation. *J Arthroplasty.* 2003;18:250-258.
141. McCarthy JC, Lee JA. Constrained acetabular components in complex revision total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2005;441:210-215.
142. Shrader MW, Parvizi J, Lewallen DG. The use of a constrained acetabular component to treat instability after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85:2179-2183.
143. Stanton DA, Bruce WJ, Goldberg JA, Walsh W. Salvaging unstable or recurrent dislocating total hip arthroplasty with the constrained acetabular component. *J Orthop Surg.* 2002;10:165-169.

144. Guyen O, Pibarot V, Vaz G, Chevillotte Ch, Béjui-Hugues J. Use of dual mobility socket to manage total hip arthroplasty instability. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467:465-472.
145. Callanan M C, Jarrett B, Bragdon C R, et al. The John Charnley Award: risk factors for cup malpositioning: quality improvement through a joint registry at a tertiary hospital. *Clin Orthop Relat Res.* 2011; 469 (2): 319-329.
146. Abdel M, von Roth P, Jennings MT, Hanssen AD, Pagnano MW. What Safe Zone? The Vast Majority of Dislocated THAs Are Within the Lewinnek Safe Zone for Acetabular Component Position. *Clin Orthop Relat Res.* 2016; 474:386–391.
147. Valdez S, Bouxin B. Cotilos con doble movilidad: principios, ventajas y resultados. *Rev Asoc Argent Ortop Traumatol.* 2008; 74: 102-110.
148. Adam P, Farizon F, Fessy MH. Dual articulation retentive acetabular liners and wear: surface analysis of 40 retrieved polyethylene implants. *Revue Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2005; 91(7): 627-636.
149. Wroblewski BM, Siney PD. Charnley low friction arthroplasty of the hip. *Clin Orthop.* 1993; 291: 191-201.
150. Fessy MH, Adam P, Farizon F, Beguin: Surface analysis of 50 explanted constrained doublemobility polyethylene cups. *J Bone Joint Surg.* 2001;83:59-61.
151. Lecuire F, Benareau I, Rubini J, Basso M: Luxation intraprothétique dans la cupule à double mobilité de Bousquet. *Rev Chir Orthop.* 2004; 90: 249-255.
152. Leclerc S, El Blidi S, Aubriot JH: Traitement de la luxation récidivante de prothèse totale de hanche par le cotyle de Bousquet. *Rev Chir Orthop.* 1995; 81: 389-394.
153. Mertl P, Boughebri O, Havet E, Triclot P, Lardanchet JF, Gabrion A. Large diameter head metal-on-metal bearings total hip arthroplasty: preliminary results. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2010;96:15–22.
154. Hamadouche M, Biau DJ, Hutten D, Musset Th, Gaucher F. The use of a cemented dual mobility socket to treat recurrent dislocation. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468:3248–3254.
155. Delaunay C, Hamadouche M, Girard J, Duhamel A. What are the causes for failures of primary hip arthroplasties in France? *Clin Orthop Relat Res.* 2013; 50: 454-467.

156. Massin PH, Orain V, Philippot R, Farizon F, Fessy MH. Fixation failures of dual mobility cups. A mid-term study of 2601 hip replacements. *Clin Orthop Relat Res.* 2012;470:1932–1940.
157. Philippot R, Farizon F, Camilleri JP, et al. Survival of dual mobility socket with a mean 17 years follow-up. *Rev Chir Orthop.* 2008;94:43-48.
158. Lautridou C, Lebel B, Burdin G, Vielpeau C. Survival of the cementless Bousquet dual mobility cup: minimum 15-year follow-up of 437 total hip arthroplasties. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2008;94:731–739.
159. Amstutz HC, Le Duff MJ, Beaulé PE. Prevention and treatment of dislocation after total hip replacement using large diameter balls. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;429:108-116.
160. Grigoris P, Grecula MJ, Amstutz HC: Tripolar hip replacement for recurrent prosthesis dislocation. *Clin Orthop.*1994; 304:148-150.
161. Hammerberg EM, Wan Z, Dastane M, Dorr L. Wear and range of motion of different femoral head sizes. *J Arthroplasty.* 2010;25:839-843.
162. Bosker BH, Ettema HB, Boomsma MF, Kollen BJ, Maas M, Verheyen CC. High incidence of pseudotumour formation after large-diameter metal-metal total hip replacement. A prospective cohort study. *J Bone Joint Surg Br.* 2012; 94:755–761.
163. Bradbury N, Milligan GF. Acetabular augmentation for dislocation of the prothetic hip. A 3 years follow up of 16 patients. *Acta Orthop Scand.* 1994;65:424-426.
164. Kaplan SJ, Thomas WH, Poss R. Trochanteric advancement for recurrent dislocation after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.*1987; 2:119-120.
165. Fujishiro T, Nishikawa T, Takikawa S, Saegusa Y, Yoshiya S, Kurosaka M. Reconstruction of the iliofemoral ligament with an artificial ligament for recurrent anterior dislocation of total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2003;18:524-527.
166. Sikes CV, Lai LP, Schreiber M, Mont MA, Jinnah RH, Seyler TM. Instability after total hip arthroplasty; treatment with large femoral heads vs constrained liners. *J Arthroplasty.* 2008;23:59-63.
167. Parvici J, King K, Goldberg G, Mallo G, Hozack W. Recurrent instability after total hip arthroplasty: Beware of subtle component malpositioning. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;447:60-65.
168. Pradhan R. Planar anteversion of the acetabular cup as determined from plain anteroposterior radiographs. *J Bone Joint Surg Br.* 1999; 81: 431-435.

169. Suh KT, Park BG, Choi YJ. A posterior approach to primary total hip arthroplasty with soft tissue repair. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;162:65-67.
170. Wera GD, Ting NT, Moric M, Paprosky WG, Sporer SM, Della Valle CJ. Classification and management of the unstable total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2012;27:710-715.
171. Australian Register 2016. <http://earlsview.com/2016/08/07/australian-national-joint-registry-2016-summary-on-hip-replacements/>
172. Byström S, Espehaug B, Furnes O, Havelin LI. Femoral head size is a risk factor for total hip luxation: A study of 42.987 primary hip arthroplasties from the Norwegian Arthroplasty Register. *Acta Orthop Scand.*2003;74:514-524.
173. Ritter MA. Dislocation and subluxation of the total hip replacement. *Clin Orthop.* 1976;121:92-94.
174. Goel A, Lau E, Ong K, Berry D, Malkani A. Dislocation Rates Following Primary Total Hip Arthroplasty Have Plateaued in the Medicare Population. *The Journal of Arthroplasty.* 2015;30:743–746. Swedish Register 2016. [www.shpr.se/Libraries/Documents/AnnualReport-2016-EN.sflb.ashx](http://www.shpr.se/Libraries/Documents/AnnualReport-2016-EN.sflb.ashx)
175. Australian Register 2016. <http://earlsview.com/2016/08/07/australian-national-joint-registry-2016-summary-on-hip-replacements/>
176. New Zealand Register 2016. <http://www.cdhb.govt.nz/njr/reports/A2D65CA3>
177. Girard J, Kern G, Migaud H, Delaunay C, Ramdane N, Hamadouche M. Primary total hip arthroplasty revision due to dislocation: Prospective French multicenter study. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research.* 2013; 99, 549-553.

## 9. ANEXOS

### 9.1. Índice de abreviaturas

- AP: Antero-Posterior.
- ACA: Eje Anatómico del Coto
- ATC: Artroplastia Total de Cadera.
- ASA: American Society of Anesthesiology
- cm: centímetros.
- Cols.: Colaboradores.
- CRC: Cirugía de Revisión de Cadera
- EC: Evidencia Científica
- g: gramo.
- HCU: Hospital Clínico Universitario.
- Kg/m<sup>2</sup> : Kilogramo por metro cuadrado
- mg: miligramo.
- mm: milímetros.
- NJRR: Registro nacional Australiano.
- OR: Odds Ratio
- PPA: Plano Pélvico Anterior
- PCR: Proteína C Reactiva.
- PTC: Prótesis Total de Cadera
- PPC: Prótesis Parcial de cadera
- ROM: Range Of Motion: Rango de Movimiento.
- Rx: Radiografía simple
- Score: puntuación
- TAC: Tomografía Axial Computarizada.
- UHMWPE: Ultra-High-Molecular-Weight Polyethylene: Polietileno de ultra alto peso molecular.
- VSG: Velocidad de Sedimentación Globular.

### 9.2. Tablas anexas

GÉNERO-EDAD	IMC	TALLA	PESO	ASA	LADO	Nº	PERIODO	PATOLOGÍA	CAUSA
M 80a	23,9	1,65	65	2	IZQ	2	PRECOZ	MIASTENIA	FRACTURA
M 63a	24,4	1,5	64	3	DCHA	1	INTERMEDIA		AR
V 40a	33,5	1,57	82,5	1	IZQ	1	PRECOZ		DISPLASIA
M 49 a	21	1,6	58	2	IZQ	2	INTERMEDIA		NACF
V 81 a	23,9	1,65	65	3	DCHA	4	TARDÍA		ARTROSIS
M 85 a	21	1,5	51	3	DCHA	1	INTERMEDIA		ARTROSIS
M 78 a	19,6	1,6	52	2	DCHA	1	INTERMEDIA		ARTROSIS
M 62 a	35,3	1,57	87	3	DCHA	1	PRECOZ		NACF
M 76 a	27	1,6	70	2	DCHA	2	INTERMEDIA		NACF
M 74 a	30,6	1,69	87,5	3	IZQ	1	INTERMEDIA		AR
M 51 a	29,6	1,4	65	3	DCHA	1	TARDÍA		DISPLASIA
M 58 a	23,9	1,65	65	2	IZQ	4	PRECOZ		DISPLASIA
V 67 a	22,5	1,59	55	3	DCHA	1	PRECOZ		NACF
M 81 a	31	1,5	70	2	DCHA	1	PRECOZ		ARTROSIS
M 85 a	26,8	1,55	64,7	3	DCHA	1	INTERMEDIA		AR
M 47 a	28	1,6	68	3	DCHA	1	INTERMEDIA		DISPLASIA
V 68 a	30,6	1,69	87,5	3	DCHA	1	PRECOZ		ARTROSIS
M 77 a	29,6	1,4	65	3	IZQ	1	PRECOZ		FALLO RAFI
M 88 a	19	1,58	48	4	IZQ	2	PRECOZ		FRACTURA
M 54 a	26	1,6	70	2	IZQ	1	PRECOZ		ARTROSIS
M 77 a	29	1,6	75	3	DCHA	1	PRECOZ		FRACTURA
M 66 a	33	1,62	85	3	DCHA	1	PRECOZ		ARTROSIS
M 81 a	26,8	1,55	64,7	2	DCHA	1	PRECOZ		ARTROSIS
M 78 a	28	1,6	68	2	IZQ	5	INTERMEDIA		ARTROSIS
V 80 a	30,1	1,5	70	3	DCHA	4	INTERMEDIA		ARTROSIS
M 83 a	25,9	1,7	75	3	DCHA	1	PRECOZ		FRACTURA
V 82 a	27	1,7	78	3	IZQ	2	PRECOZ		FRACTURA
M 89 a	24	1,7	69	2	IZQ	3	PRECOZ		FRACTURA
M 65 a	25	1,5	56	2	DCHA	1	TARDÍA	ALCOHOL	NACF
V 80 a	27	1,7	76	3	IZQ	2	TARDÍA		ARTROSIS
V 69 a	24	1,6	66	2	IZQ	1	PRECOZ		FRACTURA
M 89 a	25	1,5	60	2	DCHA	1	TARDÍA		ARTROSIS
M 75 a	23	1,45	48	3	IZQ	1	PRECOZ	ALCOHOL	FRACTURA
M 86 a	28	1,6	75	3	DCHA	1	INTERMEDIA		FRACTURA
V 86 a	24	1,7	69	2	DCHA	3	INTERMEDIA		ARTROSIS
V 90 a	24	1,7	69	3	DCHA	1	PRECOZ		FRACTURA
V 58 a	28	1,7	80	2	DCHA	2	PRECOZ		FRACTURA
M 72 a	30,1	1,5	70	2	DCHA	3	INTERMEDIA		NACF
M 79 a	39	1,5	90	3	DCHA	1	TARDÍA		ARTROSIS
V 67 a	31,2	1,8	103	2	DCHA	3	INTERMEDIA		NACF
M 87 a	28	1,6	75	2	DCHA	1	TARDÍA	DEMENCIA	ARTROSIS
V 90 a	24	1,7	69	2	DCHA	1	PRECOZ	ICTUS	ARTROSIS
M 90 a	25	1,5	56	4	DCHA	2	PRECOZ		FRACTURA
M 29 a	30,1	1,5	70	1	IZQ	1	TARDÍA	CIÁTICO POST	DISPLASIA
M 56 a	27	1,6	69	2	IZQ	1	PRECOZ		NACF
M 80 a	30,1	1,5	70	3	IZQ	5	TARDÍA	AIT	NACF
M 71 a	34	1,5	78	2	DCHA	3	PRECOZ		ARTROSIS
V 64 a	46	1,65	120	4	DCHA	1	PRECOZ	INFARTO CEREBRAL	DISPLASIA
V 69 a	24	1,6	66	3	DCHA	1	INTERMEDIA		AR

M 74 a	49	1,5	111	3	IZQ	3	INTERMEDIA		ARTROSIS
V 79 a	25	1,5	56	3	IZQ	4	PRECOZ	DEMENCIA- ESQUIZO	FRACTURA
M 74 a	29,8	1,6	80	2	DCHA	1	INTERMEDIA		ARTROSIS
V 69 a	30,1	1,5	70	1	DCHA	2	TARDÍA		AR
V 87 a	27	1,7	75	2	IZQ	2	PRECOZ	SCA	FRACTURA
V 87 a	27	1,7	75	2	IZQ	2	PRECOZ	SCA	FRACTURA
M 70 a	24	1,7	69	2	IZQ	1	INTERMEDIA		NACF
M 86 a	25	1,5	56	2	IZQ	1	TARDÍA		COXARTROSIS
M 73 a	30,1	1,5	70	2	IZQ	1	TARDÍA		NACF
V 61 a	32,7	1,65	100	3	IZQ	6	PRECOZ	INFARTO CEREBRAL	DISPLASIA
V 64 a	46	1,65	120	4	DCHA	1	PRECOZ	INFARTO CEREBRAL	DISPLASIA
V 73 a	30,1	1,5	70	2	DCHA	1	PRECOZ		ARTROSIS

Tabla 25 Variables clínicas

PRÓTESIS	ABORDAJE	MECANISMO	TRIBLOGÍA	CABEZA mm	U.CADERA	ABD	ANTEV	VÁSTAGO	VOSS
PTC	POSTERIOR	ESPONTÁNEO	M-P	38	SI	50	12,66	NEUTRO	POSITIVO
PTC	HARDINGE	ESPONTÁNEO	M-P	32	SI	45	14,68	NEUTRO	POSITIVO
PTC	POSTERIOR	FORZADO	C-C	28	SI	57	13,22	NEUTRO	POSITIVO
PTC	POSTERIOR	FORZADO	M-P	28	NO	45	25,38	VARO	NEUTRO
PTC	POSTERIOR	FORZADO	M-P	32	NO	49	7,49	NEUTRO	NEGATIVO
PPC	POSTERIOR	TRAUMA	M-P	32	NO			VARO	NEUTRO
PTC	POSTERIOR	ESPONTÁNEO	M-P	28	SI	56	14,39	NEUTRO	NEUTRO
CRC	POSTERIOR	FORZADO	C-C	38	SI	60	20,67	VARO	NEUTRO
PTC	POSTERIOR	FORZADO	M-P	36	SI	43,6	8,12	VALGO	NEUTRO
PTC	POSTERIOR	ESPONTÁNEO	M-P	30	NO	47	8,00	NEUTRO	NEUTRO
CRC	POSTERIOR	FORZADO	C-C	24	SI	54,9	13,96	VARO	NEGATIVO
PTC	POSTERIOR	TRAUMA	C-C	22	NO	33	17,36	NEUTRO	NEGATIVO
PTC	POSTERIOR	FORZADO	M-M	40	SI	57	15,99	NEUTRO	NEUTRO
CRC	POSTERIOR	TRAUMA	M-P	32	SI	36,7	6,51	NEUTRO	NEGATIVO
PTC	POSTERIOR	TRAUMA	M-P	28	NO	35	23,22	NEUTRO	NEUTRO
PTC	POSTERIOR	TRAUMA	C-C	32	NO	45	11,24	VARO	POSITIVO
PTC	POSTERIOR	TRAUMA	M-P	32	SI	26,7	6,74	NEUTRO	NEGATIVO
PTC	HARDINGE	FORZADO	M-P	28	SI	34	2,47	NEUTRO	NEUTRO
PPC	POSTERIOR	FORZADO	M-P	22	NO			VALGO	POSITIVO
PTC	HARDINGE	ESPONTÁNEO	C-C	42	SI	35,8	11,66	NEUTRO	NEUTRO

PTC	POSTERIOR	TRAUMA	M-P	32	NO	56,8	19,76	NEUTRO	NEUTRO
PTC	POSTERIOR	FORZADO	M-P	32	SI	37	25,28	VARO	NEUTRO
PTC	POSTERIOR	FORZADO	M-P	32	NO	47,3	10,34	VALGO	POSITIVO
PTC	HARDINGE	FORZADO	M-P	32	NO	59	9,11	NEUTRO	NEGATIVO
PTC	POSTERIOR	ESPONTÁNEO	M-P	22	SI	34	43,36	NEUTRO	NEUTRO
PPC	POSTERIOR	ESPONTÁNEO	M-P	28	NO			NEUTRO	NEUTRO
PPC	POSTERIOR	ESPONTÁNEO	M-P	24	NO			NEUTRO	NEGATIVO
PPC	POSTERIOR	ESPONTÁNEO	M-P	22	NO			NEUTRO	NEUTRO
PTC	POSTERIOR	TRAUMA	C-P	32	NO	55,6	14,62	NEUTRO	NEUTRO
PTC	POSTERIOR	FORZADO	M-P	28	NO	43	6,08	NEUTRO	NEGATIVO
PTC	POSTERIOR	FORZADO	C-P	32	NO	39	18,53	NEUTRO	NEGATIVO
PTC	POSTERIOR	TRAUMA	M-P	32	NO	55	8,97	NEUTRO	NEUTRO
CRC	HARDINGE	ESPONTÁNEO	C-C	28	SI	36	11,58	NEUTRO	NEUTRO
CRC	POSTERIOR	ESPONTÁNEO	M-P	28	SI	53	27,39	NEUTRO	NEUTRO
PTC	POSTERIOR	ESPONTÁNEO	M-P	28	SI	57	28,66	NEUTRO	NEUTRO
CRC	POSTERIOR	FORZADO	M-P	28	SI	52	16,53	NEUTRO	NEGATIVO
CRC	POSTERIOR	FORZADO	M-P	28	SI	45	16,42	NEUTRO	NEUTRO
PTC	HARDINGE	TRAUMA	M-P	36	SI	38	28,85	NEUTRO	NEGATIVO
PTC	POSTERIOR	FORZADO	M-P	36	SI	52	12,57	NEUTRO	NEGATIVO
PTC	POSTERIOR	FORZADO	M-P	28	NO	57,7	19,39	VALGO	NEUTRO
PTC	POSTERIOR	TRAUMA	M-P	28	NO	65	26,80	VALGO	POSITIVO
CRC	POSTERIOR	ESPONTÁNEO	M-P	28	SI	48	19,06	NEUTRO	NEUTRO
PPC	HARDINGE	FORZADO	M-P	22	NO			NEUTRO	NEUTRO
PTC	POSTERIOR	FORZADO	C-C	28	SI	68,7	18,84	NEUTRO	NEUTRO
CRC	POSTERIOR	FORZADO	C-C	22	SI	37	9,37	NEUTRO	NEUTRO
PTC	POSTERIOR	ESPONTÁNEO	C-P	24	NO	67	19,75	NEUTRO	POSITIVO
PTC	HARDINGE	ESPONTÁNEO	M-P	3	SI	47	8,69	NEUTRO	NEUTRO
CRC	POSTERIOR	ESPONTÁNEO	C-C	3	SI	60	19,09	VALGO	NEUTRO
PTC	POSTERIOR	TRAUMA	C-P	28	NO	40	20,82	NEUTRO	NEUTRO
CRC	POSTERIOR	FORZADO	C-P	28	SI	42	20,21	NEUTRO	NEGATIVO
PPC	POSTERIOR	FORZADO	M-P	22	NO			VALGO	NEUTRO
CRC	POSTERIOR	FORZADO	M-P	32	NO	80	16,63	NEUTRO	NEUTRO
PTC	POSTERIOR	ESPONTÁNEO	C-P	36	NO	37	18,92	NEUTRO	NEUTRO
PPC	POSTERIOR	ESPONTÁNEO	M-P	24	NO			NEUTRO	NEUTRO
PPC	POSTERIOR	ESPONTÁNEO	M-P	22	SI			VARO	POSITIVO
CRC	POSTERIOR	FORZADO	C-P	38	SI	53	24,76	NEUTRO	NEUTRO
PTC	POSTERIOR	FORZADO	M-P	28	NO	48	17,51	NEUTRO	NEGATIVO
PTC	POSTERIOR	FORZADO	C-P	36	NO	47	8,11	VALGO	NEUTRO
CRC	POSTERIOR	FORZADO	C-C	38	SI	54,8	19,44	NEUTRO	NEUTRO
CRC	POSTERIOR	ESPONTÁNEO	M-P	28	SI	46	11,78	NEUTRO	NEUTRO
PTC	HARDINGE	TRAUMA	C-P	32	NO	42,9	18,40	NEUTRO	NEUTRO

Tabla 26. Variables Quirúrgicas

<i>GRADO ASA</i>	<i>Características del paciente</i>
<i>I</i>	Paciente sano
<i>II</i>	Patología sistémica leve-moderada
<i>III</i>	Patología sistémica severa
<i>IV</i>	Patología sistémica severa que puede ocasionar la muerte
<i>V</i>	Extrema gravedad
<i>E</i>	Urgencia

Tabla 27. Clasificación ASA