

Laura Ezquerro Herrando

Inestabilidad de la Artroplastia Total de Cadera

Departamento
Cirugía, Ginecología y Obstetricia

Director/es

Albareda Albareda, Jorge
Seral García, Belén

<http://zaguan.unizar.es/collection/Tesis>



Universidad
Zaragoza

Tesis Doctoral

INESTABILIDAD DE LA ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA

Autor

Laura Ezquerro Herrando

Director/es

Albareda Albareda, Jorge
Seral García, Belén

UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA

Cirugía, Ginecología y Obstetricia

2014

UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA

FACULTAD DE MEDICINA

Departamento de Cirugía, Obstetricia y Ginecología



Laura Ezquerro Herrando

Inestabilidad de la Artroplastia Total de Cadera

Directores de Tesis: Dr. Jorge Albareda Albareda y Dra. Belén Seral García

D. Jorge Albareda Albareda, Doctor en Medicina y Cirugía, Profesor Asociado Médico del Departamento de Cirugía de la Facultad de Medicina de Zaragoza y Jefe de Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Clínico Universitario “Lozano Blesa” de Zaragoza certifica que:

Dña. Laura Ezquerro Herrando ha realizado bajo su Dirección trabajos de investigación sobre la artroplastia total de cadera en pacientes tratados en el Hospital Clínico Universitario. Dichos trabajos han dado unos resultados que convenientemente discutidos han llevado a conclusiones originales. Todo ello posee un enorme interés clínico y científico, siendo una patología de gran impacto en la sociedad.

Todo el conjunto del estudio reúne las características para ser presentado como Tesis Doctoral para su valoración.

Fdo. D. Jorge Albareda Albareda

En Zaragoza, a 22 de Enero de 2014

Dña. Belén Seral García, Doctora en Medicina y Cirugía, Profesora Asociada Médico del Departamento de Cirugía de la Facultad de Medicina de Zaragoza y Facultativo Especialista de Área de Traumatología del Hospital Clínico Universitario “Lozano Blesa” de Zaragoza certifica que:

Dña. Laura Ezquerro Herrando ha realizado bajo su Dirección trabajos de investigación sobre la artroplastia total de cadera en pacientes tratados en el Hospital Clínico Universitario. Dichos trabajos han dado unos resultados que convenientemente discutidos han llevado a conclusiones originales. Todo ello posee un enorme interés clínico y científico, siendo una patología de gran impacto en la sociedad.

Todo el conjunto del estudio reúne las características para ser presentado como Tesis Doctoral para su valoración.

Fdo. Dña. Belén Seral García

En Zaragoza, a 22 de Enero de 2014

Dedicado a todos mis Ezquerra – Herrando, forjadores de mi esencia.

Índice de abreviaturas

- AP: Antero-Posterior.
- ATC: Artroplastia Total de Cadera.
- cm: centímetros.
- Cols.:Colaboradores.
- E: módulo elástico.
- EF: Elementos Finitos.
- g: gramo.
- HCU: Hospital Clínico Universitario.
- mg: miligramo.
- MIR: Médico Interno Residente.
- mm: milímetros.
- MPa: MegaPascales.
- NJRR: Registro nacional Australiano.
- PCR: Proteína C Reactiva.
- RM: Resisting Moment: Momento Resistente.
- ROM: Range Of Motion: Rango de Movimiento.
- TAC: Tomografía Axial Computarizada.
- UHMWPE: Ultra-High-Molecular-Weight Polyethylene: Polietileno de ultra alto peso molecular.
- V: versión.
- VSG: Velocidad de Sedimentación Globular.

Índice de contenidos

| | |
|--|-----------|
| INTRODUCCIÓN..... | 19 |
| SITUACIÓN ACTUAL DEL TEMA..... | 21 |
| Subluxación versus luxación..... | 22 |
| Clasificación de la luxación protésica..... | 23 |
| Recidiva de la luxación..... | 24 |
| Factores de riesgo asociados a la luxación protésica..... | 24 |
| Factores de riesgo para la luxación tardía..... | 37 |
| Factores de riesgo para la recidiva de la luxación..... | 38 |
| Determinación de la causa de la inestabilidad..... | 38 |
| Tratamiento..... | 41 |
| RESUMEN COMO PUNTO DE PARTIDA PARA EL ESTUDIO..... | 51 |
| ANÁLISIS MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS..... | 53 |
| PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y OBJETIVOS..... | 55 |
| MATERIAL Y MÉTODOS..... | 59 |
| ESTUDIO CLÍNICO..... | 61 |
| Población y muestra..... | 61 |
| Variables recogidas..... | 63 |
| Análisis estadístico..... | 66 |
| ESTUDIO COMPUTACIONAL..... | 67 |
| Modelo geométrico..... | 68 |
| Modelo de elementos finitos..... | 69 |
| Propiedades de material y no linealidad del problema simulado..... | 70 |
| Condiciones de apoyo y movimientos simulados..... | 70 |
| RESULTADOS..... | 73 |
| ESTUDIO CLÍNICO..... | 75 |
| Descripción de la muestra..... | 75 |
| Análisis de los factores de riesgo asociados a luxación..... | 85 |
| ESTUDIO COMPUTACIONAL..... | 97 |

| | |
|--|------------|
| DISCUSIÓN..... | 107 |
| ESTUDIO CLÍNICO..... | 109 |
| Discusión sobre el tamaño muestral..... | 109 |
| Discusión sobre la incidencia de luxación protésica..... | 109 |
| Discusión sobre la frecuencia de luxación precoz o tardía..... | 110 |
| Discusión sobre la relación entre la luxación y el género..... | 111 |
| Discusión sobre la relación entre la luxación y la edad..... | 112 |
| Discusión sobre la relación entre la luxación y el diagnóstico inicial que determinó la implantación protésica..... | 113 |
| Discusión sobre la relación entre la luxación y la cirugía previa en la cadera protetizada..... | 114 |
| Discusión sobre la relación entre la luxación y la presencia de alteraciones neurológicas-cognitivas/consumo de alcohol..... | 114 |
| Discusión sobre la relación entre la luxación y la orientación del cotilo..... | 114 |
| Discusión sobre la relación entre la luxación y tensión de partes blandas..... | 115 |
| Discusión sobre la relación entre la luxación y experiencia del cirujano..... | 117 |
| Discusión sobre la relación entre la luxación y la infección..... | 118 |
| Discusión sobre la relación entre la luxación y el diseño del implante..... | 119 |
| ESTUDIO COMPUTACIONAL..... | 121 |
| Discusión sobre la relación entre la luxación y la orientación del cotilo según la modelización con finitos..... | 121 |
| Discusión sobre la relación entre la luxación y el ROM de choque..... | 122 |
| Discusión sobre la relación entre la luxación y el RM..... | 123 |
| Discusión sobre la relación entre la luxación y la distribución de tensiones en el cotilo..... | 123 |
| DATOS RELEVANTES DE LA DISCUSIÓN..... | 124 |
| CONCLUSIONES..... | 127 |
| APÉNDICE..... | 131 |
| Conflicto de intereses..... | 133 |
| Agradecimientos..... | 133 |
| Bibliografía..... | 135 |

Índice de figuras

| | |
|---|----|
| Figura 1: Gráfico resumen del total del grupo de casos (luxación) y del grupo control (no luxación) según el modelo protésico..... | 63 |
| Figura 2: Ángulo de inclinación..... | 65 |
| Figura 3: Ángulo de versión..... | 65 |
| Figura 4: Geometría de la prótesis Exeter obtenida del software Mimics..... | 68 |
| Figura 5: Croquis de la superficie de revolución del acetábulo..... | 68 |
| Figura 6: Croquis de la superficie de revolución de la cabeza..... | 69 |
| Figura 7: Croquis de la superficie de extrusión del vástago..... | 69 |
| Figura 8: Modelo 3D de la prótesis con sus ejes de coordenadas..... | 71 |
| Figura 9: Modelos de la cabeza de 28 mm en extensión, con 0° de anteversión e inclinaciones de 25°, 40° y 60° respectivamente..... | 71 |
| Figura 10: Modelos de la cabeza de 28 mm en extensión, con 15° de anteversión e inclinaciones de 25°, 40° y 60° respectivamente..... | 72 |
| Figura 11: Modelos de la cabeza de 28 mm en extensión, con 25° de anteversión e inclinaciones de 25°, 40° y 60° respectivamente..... | 72 |
| Figura 12: Modelo de la cabeza de 28 mm en flexión de 90° con 0° de anteversión e inclinación de 40°..... | 72 |
| Figura 13: Gráfico de distribución de la muestra por sexo en la artroplastia cementada..... | 75 |
| Figura 14: Gráfico de distribución de la muestra por sexo en la artroplastia no cementada..... | 76 |
| Figura 15: Distribución de la causa que justificó la implantación de la ATC en el total de la muestra..... | 77 |
| Figura 16: Distribución de la causa que justificó la implantación de la ATC en las artroplastias cementadas..... | 78 |
| Figura 17: Distribución de la causa que justificó la implantación de la ATC en las artroplastias no cementadas..... | 78 |
| Figura 18: Distribución del momento de aparición de luxación según el tiempo..... | 79 |
| Figura 19: Distribución del momento de aparición de luxación según el tiempo en el grupo de las artroplastias cementadas..... | 80 |

| | |
|--|----|
| Figura 20: Distribución del momento de aparición de luxación según el tiempo en el grupo de las artroplastias no cementadas..... | 80 |
| Figura 21: Gráfico del mecanismo de producción de la luxación en toda la muestra..... | 81 |
| Figura 22: Gráfico del mecanismo de luxación en las artroplastia cementadas..... | 82 |
| Figura 23: Gráfico del mecanismo de luxación en las artroplastia no cementadas..... | 82 |
| Figura 24: Gráfico del tratamiento realizado tras la luxación protésica en el total de la muestra..... | 83 |
| Figura 25: Gráfico del tratamiento realizado tras la luxación protésica en el grupo de artroplastia cementada..... | 84 |
| Figura 26: Gráfico del tratamiento realizado tras la luxación protésica en el grupo de artroplastia no cementada..... | 84 |
| Figura 27: Distribución de luxación según sexo en las artroplastias cementadas..... | 85 |
| Figura 28: Distribución de la luxación según el diagnóstico que justificó la implantación de la artroplastia en el total de la muestra..... | 87 |
| Figura 29: Distribución de la luxación según el diagnóstico que justificó la implantación de la artroplastia no cementada..... | 88 |
| Figura 30: Distribución de la luxación según cirugía previa o no en la cadera después protetizada en el total de la muestra..... | 89 |
| Figura 31: Distribución de la luxación según la presencia o no de alteraciones neurológicas en el total de la muestra..... | 89 |
| Figura 32: Distribución de la luxación según la presencia o no de alteraciones neurológicas en las artroplastias cementadas..... | 90 |
| Figura 33: Distribución de la luxación según el abuso de alcohol/drogas en el total de la muestra..... | 90 |
| Figura 34: Distribución de la luxación según el efecto Voss postquirúrgico en el total de la muestra..... | 92 |
| Figura 35: Distribución de la luxación según la experiencia del cirujano en el total de la muestra..... | 94 |
| Figura 36: Distribución de la luxación según la presencia de infección en el grupo de artroplastias cementadas..... | 95 |

| | |
|--|-----|
| Figura 37: Distribución de la luxación según la presencia de infección en el grupo de artroplastias no cementadas..... | 95 |
| Figura 38: Distribución de la luxación según la relación de tamaño cabeza-cuello en el total de la muestra..... | 96 |
| Figura 39: Relación entre el ROM en flexión y el diámetro de la cabeza femoral y la anteversión (β)..... | 99 |
| Figura 40: ROM libre de luxación para cabezas de 28 mm..... | 100 |
| Figura 41: ROM libre de luxación para cabezas de 32 mm..... | 101 |
| Figura 42: ROM libre de luxación para cabezas de 36 mm..... | 102 |
| Figura 43: Variación del RM con el ángulo de flexión en los tres tamaños de cabeza para 25° de inclinación y 0° de anteversión..... | 103 |
| Figura 44: Variación del RM con el ángulo de flexión en la cabeza de 28 mm para 25° de inclinación y 0°, 15° y 25° de anteversión..... | 104 |
| Figura 45: Variación del RM con el ángulo de rotación interna en la cabeza de 32 mm para 25° de anteversión e inclinaciones 25°, 40° y 60°..... | 104 |
| Figura 46: Distribución de tensiones para una cabeza de 28 mm en el momento de la luxación..... | 105 |
| Figura 47: Distribución de tensiones para una cabeza de 32 mm en el momento de la luxación..... | 105 |
| Figura 48: Distribución de tensiones para una cabeza de 36 mm en el momento de la luxación..... | 105 |

Índice de tablas

| | |
|---|----|
| Tabla 1: Resumen de los elementos y nodos que componen el modelo..... | 70 |
| Tabla 2: Edad media de implantación de la ATC según artroplastia cementada/no cementada y luxación..... | 86 |
| Tabla 3: Diagnóstico inicial que justificó la implantación de la ATC en el total de la muestra..... | 86 |
| Tabla 4: Resumen de casos de consumo de alcohol/drogas en relación con la luxación protésica según artroplastia cementada/no cementada..... | 91 |
| Tabla 5: Tabla con la media del ángulo de versión en los pacientes con artroplastias cementadas según la luxación/no luxación..... | 92 |
| Tabla 6: Tabla con el vuelo femoral medio en los pacientes con artroplastias cementadas según la luxación/no luxación..... | 93 |
| Tabla 7: Tabla con la longitud del cuello femoral media en los pacientes con artroplastias cementadas/no cementadas según la luxación/no luxación..... | 93 |
| Tabla 8: Tabla con el tamaño de cotilo medio en los pacientes con artroplastias cementadas/no cementadas según la luxación/no luxación..... | 97 |
| Tabla 9: Tabla resumen del análisis computacional para la cabeza de 28 mm..... | 98 |
| Tabla 10: Tabla resumen del análisis computacional para la cabeza de 32 mm..... | 98 |
| Tabla 11: Tabla resumen del análisis computacional para la cabeza de 36 mm..... | 98 |

INTRODUCCIÓN

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^{1,2}. 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^{3,4,5}.

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 tiempo⁵, 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 luxación⁶.

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 conservador⁷. 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.

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.

Subluxación versus luxación

En la luxación hay pérdida de contacto entre las dos superficies articulares y en la subluxación no la hay. La luxación requiere una intervención para la reposición de la articulación en su posición normal, mientras que la subluxación se reduce espontáneamente. La frecuencia de la subluxación es mayor que la de la luxación, aproximadamente de 1 a 4, y no evoluciona necesariamente a la luxación. Las publicaciones existentes sobre la inestabilidad solamente hacen referencia a la luxación sin tener en cuenta la subluxación, por ello es posible que la frecuencia de la inestabilidad sea mayor de lo publicado⁸. En el tratamiento de la subluxación la inmovilización con ortesis o espica de yeso no lleva a su resolución⁹.

Clasificación de la luxación protésica

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

1.- Momento en el que se produce la luxación:

- **Luxación precoz:** durante las primeras 6 – 8 semanas tras la intervención quirúrgica. Son las más frecuentes^{10,11}. 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 luxación¹⁰.
- **Luxación tardía:** fuera del periodo de luxación precoz. Se han descrito casos después de 10 años o más tras la cirugía⁷. Los factores propuestos para explicar la aparición de las luxaciones tardías son^{12,13,14,15}:
 - 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.
 - Problemas musculares con pérdida del tono y fuerza muscular.
 - Episodios de traumatismo en la cadera.
 - Movilización de los componentes protésicos.
 - Desgaste del polietileno.
 - Infección.

2.- 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 como sentarse sobre

apoyos altos, usar suplementos en el inodoro, sobre todo en las primeras semanas tras la intervención quirúrgica, etc.^{16,17}.

- **Luxación anterior:** se produce tras un movimiento de extensión y rotación externa, sobre todo al asociarse con una vía de abordaje anterior y/o con una excesiva anteversión del componente acetabular.

Recidiva de la luxación

La cifra de aparición de una nueva luxación tras el tratamiento conservador es altamente variable. Aproximadamente un tercio de los casos de luxación tras tratamiento conservador vuelven a tener un episodio de luxación.

Las cifras de la bibliografía oscilan entre el 13% y 42%. Alberton y cols.¹⁸ en su serie de artroplastias de revisión encuentran que un tercio de las inestabilidades se resuelven con tratamiento conservador y dos tercios permanecen inestables, cifras de inestabilidad muy superiores a las que se producen en la artroplastia primaria. Habitualmente los mejores resultados, es decir la estabilización espontánea, se producen en los casos de luxación precoz en el postoperatorio inicial. La media de producción de la luxación en los casos que se estabilizaron espontáneamente tras el tratamiento conservador fue a los 31 días tras la cirugía, mientras que la media de producción de la primera luxación en los casos de recidiva fue a los 106 días tras la cirugía primaria.

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 grupos¹²:

1.- 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

2.- 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

3.- 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

4.- Factores relacionados con el tratamiento postoperatorio.

1.- FACTORES RELACIONADOS CON EL PACIENTE

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.

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 muscular⁸.

EDAD

La edad avanzada en el momento de la intervención quirúrgica se asocia a un mayor riesgo de luxación. 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^{12,17}.

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 primaria⁸, ni en artroplastia de revisión¹⁸.

Por el contrario, Von Knoch⁷ 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.

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 extremidad¹², sin embargo, la mayoría de los estudios publicados no encuentran una relación significativa entre la talla del paciente y el riesgo de luxación.

Otros autores⁸ incluyen la obesidad como un factor de riesgo para la inestabilidad protésica, pero los resultados de los estudios no han sido significativos.

DIAGNÓSTICO PREVIO

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^{12,19}.

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.²⁰ 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.²¹

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 protésicos¹².

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 recurrencias¹¹.

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 antiluxación¹².

Es más frecuente la inestabilidad en los trastornos motores y las enfermedades neuromusculares²², 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 años⁷.

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 epilepsia¹⁷. Se han publicado tasas de luxación en alcohólicos de hasta el 23%⁸. 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.

2.- FACTORES RELACIONADOS CON LA TÉCNICA QUIRÚRGICA

VÍA DE ABORDAJE

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 transtrocantérica.

La vía transtrocanterica está en desuso en la actualidad salvo para algunos casos de artroplastia de revisión.

Respecto a la vía anterior y posterior cada una de ellas tiene sus propias ventajas e inconvenientes, por lo que será elección del cirujano.

En numerosos estudios se ha relacionado la vía posterior con un mayor riesgo de luxación protésica^{1,23,24}. La vía transtrocanterica 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 luxación²⁵.

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 posterior²⁶.

La mayor incidencia de luxación protésica cuando se emplea una vía de abordaje posterior se ha explicado por dos hechos^{12,26}:

- 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 5° y 7° menos de anteversión²⁷.
- 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. El cierre-sutura de estas estructuras puede reducir la incidencia de luxación cuando se utiliza un abordaje posterior²⁸.

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 milímetros²³.

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%²⁹.

ORIENTACIÓN DE LOS COMPONENTES

Dos medidas son de vital importancia a la hora de implantar el componente acetabular: la inclinación y la anteversión.

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 coronal³⁰.

Lewinnek y cols.³¹ 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^{32,33}

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 estudió este fenómeno y observó que las luxaciones producidas cuando el componente acetabular se encontraba a 15° de anteversión eran anteriores o posteriores con la misma frecuencia, mientras que si el componente acetabular se encontraba con una anteversión menor a 4° (retroversión) todas las luxaciones eran posteriores y si se encontraba a 34° o más (excesiva anteversión) todas las luxaciones eran anteriores³².

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.

En cuanto al componente femoral, la alteración más frecuente es la excesiva anteversión¹². 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 antero-lateral directo de Hardinge utilizando este vástago, existiría riesgo de excesiva anteversión facilitando la inestabilidad anterior.

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. La anteversión sumados ambos componentes no debe sobrepasar los 40 grados³⁴.

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.

TENSIÓN 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 (en una posición alta), 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^{12,27}, lo que condicionará un mayor riesgo de luxación.

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^{28,35}:

- 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.

AUSENCIA DE CONSOLIDACIÓN TROCANTÉRICA

Se ha demostrado que la ausencia de consolidación trocantérica o pseudoartrosis del trocánter mayor tras la osteotomía trocantérea 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%²⁷.

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 realizadas³⁶.

Los cirujanos que realizan menos de 2-3 artroplastias totales de cadera por año tienen una tasa de luxación mucho más elevada⁸.

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.

3.- FACTORES RELACIONADOS CON EL DISEÑO DEL IMPLANTE

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^{12,27}:

- 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.

Berry y cols.²³ 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 luxación²³.

Por otro lado, Alberton y cols.¹⁸ 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.

En un estudio experimental realizado con piezas de cadáver fresco y mediante simulación con elementos finitos Scifert y cols.³⁷ 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.³⁸ 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.²¹ 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.

RELACIÓN DEL TAMAÑO CABEZA-CUELLO

Un factor que se relaciona con la aparición de luxación protésica es el “impingement”, roce 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 mismo³⁹.

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 cuello³⁸ debe ser siempre superior a 2.

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. 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 mm⁴⁰. También es recomendable tener en cuenta el desgaste del polietileno, de forma que deberán utilizarse cabezas de 22 mm de diámetro para asegurar un adecuado grosor del polietileno, pudiendo utilizarse cabezas de mayor diámetro en cotilos más grandes en los que el mayor grosor del polietileno lo permita.

A este respecto el estudio experimental de Scifert y cols.³⁷ ha 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.

VUELO FEMORAL U “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.

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^{12,27}.

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.¹⁸ 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 elevación del borde.

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 mismo¹².

A su vez, el desgaste del polietileno de más de 2 mm aumenta el riesgo de luxación mediante dos mecanismos⁷:

- 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 cols³⁷ 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.

4.- 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.

Las ortesis, son habitualmente mal toleradas. Serían recomendables profilácticamente solo en la cirugía de revisión de cadera. Hay otras ortesis de inmovilización de rodilla que lo que harían sería impedir de esta forma la flexión excesiva de la cadera evitando esta posición de luxación. Han sido descritos muy buenos resultados utilizadas en artroplastias primarias.

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. 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.

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 acetabular¹⁴. 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 luxación⁷.

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.

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%²².

De cualquier forma las causas de recidiva descritas con más frecuencia serían la malposición de los componentes y la insuficiencia del mecanismo abductor^{32,33}.

No hay relación con la edad y el diagnóstico, aunque quizás si la haya con el sexo pues se han descrito más recidivas en hombres¹⁵.

Determinación de la causa de la inestabilidad

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 complejo¹⁸ 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:

1. 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.

No hay correlación clara entre la longitud de la extremidad y la estabilidad protésica³⁹.

2. 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 antero-posterior 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. Woo⁴¹ establece como sistema de evaluación del componente acetabular la proyección antero-posterior para el ángulo de inclinación o apertura y Daly⁶ 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.

Es muy valorable la determinación de la estabilidad protésica mediante fluoroscopia.

3. Valoración de la causa de inestabilidad

La inestabilidad es habitualmente multifactorial y su causa es difícil de determinar¹⁸. En la mayoría de las caderas pueden y suelen identificarse más de una causa de inestabilidad, que han sido clasificadas como:

- Funcional en aquellos casos en los que la movilidad de la cadera está en rangos normales y debe esperarse que la cadera permanezca estable⁹.
- Mecanismo de choque o compresión, que puede ser intrínseco cuando se produce el choque entre los componentes protésicos por mala orientación o mala relación entre cabeza y cuello o bien extrínseco cuando el choque se produce entre estructuras óseas por estar el cotilo en protusión, el cuello corto, la osteotomía femoral baja, presencia de osteofitos o cemento. El choque se produce habitualmente entre trocánter mayor e iliaco.
- Laxitud de partes blandas, bien por fracaso de partes blandas por desinserción del abductor o déficit neurológico o bien por falta de tensión por cuello corto, cabeza protésica medializada, osteotomía femoral baja o centro de la cabeza femoral alto.

Tratamiento

TRATAMIENTO INICIAL

El tratamiento inicial de la luxación protésica de cadera es la reducción cerrada bajo anestesia general, sedación o anestesia espinal, con control radioscópico y con una fuerza razonable y juiciosa para evitar tanto la disociación de los componentes protésicos 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.

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%⁹.

Tras la reducción cerrada, 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 tiempo⁹

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%^{9,27}.

Existen distintos dispositivos para realizar la inmovilización post-reducción como puede ser la colocación de una espica de yeso en ligera flexión y abducción o la colocación de una ortesis de cadera que limita la abducción.

El tiempo de inmovilización deber ser de entre 6 y 8 semanas⁴².

La espica de yeso debe colocarse desde los pies hasta encima de la rodilla en una posición de 20° de flexión, 10° de abducción y ligera rotación externa en las luxaciones posteriores o rotación interna en las luxaciones anteriores²⁷. Las ortesis de cadera deben producir un bloqueo de la flexión a 60° y una abducción de 10°^{9,42}. 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.

DeWald⁴³ 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.

Si la luxación se produce transcurridos más de tres meses desde la implantación de la prótesis algunos autores^{32,33} 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 polietileno⁹.

CIRUGÍA DE REVISIÓN

La inestabilidad es tras el aflojamiento aséptico la razón más importante por su frecuencia de cirugía de revisión en la prótesis total de cadera siendo la causa del 14% de las revisiones⁴⁴.

La mayoría de los cirujanos aconsejan que ante más de dos episodios de luxación debe considerarse la revisión quirúrgica, siempre teniendo en cuenta la salud y nivel de actividad del paciente⁹.

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^{6,22}.

Estos procedimientos son:

- 1.- Revisión de los componentes protésicos, generalmente del componente acetabular.
- 2.- Cambio del diseño del componente acetabular.
- 3.- Aumento del tamaño de la cabeza femoral.

- 4.- Aumento de la longitud del cuello femoral.
- 5.- Eliminación del efecto choque o compresión.
- 6.- Avance trocantérico o re inserción de pseudoartrosis trocantérica.
- 7.- Procedimientos sobre partes blandas.
- 8.- Conversión a hemiartroplastia.
- 9.- Artroplastia de resección (Girdlestone).

1.- Revisión de los componentes protésicos.

Orientación del componente acetabular

Ya se ha comentado con anterioridad la importancia de una orientación correcta de los componentes protésicos para evitar los episodios de luxación.

Se debe considerar la reorientación del componente acetabular cuando este se encuentre en posiciones extremas (fuera de la zona de seguridad de Lewinneck) con excesiva anteversión o retroversión o demasiado verticalizado.

En casos de displasia acetabular o en el caso 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 acetabular en una posición superior.

Los resultados obtenidos han sido aceptables, con un 6% de tasas de desimplantación en un seguimiento a 10 años⁹. Es importante no implantar el cotilo en una posición muy superior ya que la elevación excesiva del centro de rotación de la cadera es una causa de aumento de luxación, así como evitar la lateralización del cotilo.

Orientación del componente femoral

Si se demuestra que la causa de la luxación es el aflojamiento del componente femoral con rotación del mismo en anteversión o retroversión estaría indicada la sustitución de dicho componente.

Si la orientación es anómala, pero no se ha producido aflojamiento del componente femoral, cuando estemos ante un componente modular se podrá

variar la posición sin necesidad de sustituir dicho componente, en caso contrario, se deberá sustituir el vástago femoral.

Resulta muy difícil en proyecciones radiológicas convencionales determinar la orientación en ante o retroversión del componente femoral.

2.- Cambio del diseño del componente acetabular.

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.

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.

Sulten y cols⁴⁵. 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 permitía mayores grados de rotación interna antes de producirse la luxación de la artroplastía.

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. Sin embargo, hay estudios recientes que desmienten este hecho^{9,45}.

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 artrosis²⁰.

Reorientación con suplementos oblicuos

Permiten reorientar un cotilo mal orientado. 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.

Lateralización con suplemento adaptado

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

Suplemento con un segmento de cúpula adicional

Recomendado por autores suecos⁴⁶ 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 acetabulares.

Charlwood y cols⁴⁷. 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.

Cotilo constreñido

Los cotilos constreñidos constan de una cabeza articulada en un polietileno fijo llamados unipolares, y otros con una articulación bipolar dentro del polietileno denominados bipolares.

Las indicaciones para la implantación de uno de estos diseños constreñidos como tratamiento de una inestabilidad de artroplastia de cadera son⁴⁸:

- Causa de la inestabilidad no bien conocida, y por tanto sin poder ser corregida. Si la causa es conocida debería ser corregida sin el uso de diseños constreñidos a ser posible.

- Fallo de intentos quirúrgicos previos para conseguir la estabilidad.
- Situaciones de gran deficiencia de tensión de las partes blandas periprotésicas, sobre todo de la musculatura abductora.

La tasa de luxación protésica tras la implantación de uno de estos diseños constreñidos varía según las series entre el 4% y el 29%⁴⁹.

Stanton y cols.⁴⁹ 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^{50,51}.

La explicación para estos buenos resultados radica en los siguientes hechos:

- 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 fue implantada sin 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)⁴⁹.
- Pérdida de hueso acetabular. Los cotilos 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^{49,50,51}.
- Disminución del rango de movilidad^{50,52}.
- Mayor riesgo potencial de aparición de choque^{50,52}.

Cambio del polietileno

Con el paso del tiempo se va produciendo un desgaste del polietileno del componente acetabular, 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^{9,22}.

3.- Aumento del tamaño de la cabeza femoral.

El aumento del tamaño de la cabeza femoral incrementa la estabilidad por dos motivos:

- 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.

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 inestabilidad⁵².

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.

4.- 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 acortada⁹.

5.- 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.

6.- Avance trocantérico o reinserción de pseudoartrosis trocantérica.

Una de las complicaciones tras el abordaje transtrocantérico es la pseudoartrosis del trocánter mayor, que a su vez se relaciona con un mayor riesgo de luxación protésica.

Algunos estudios han comprobado que la fijación del trocánter tras la osteotomía conseguía dar estabilidad a caderas inestables^{24,26}.

Respecto al avance trocantérico, Charnley realizaba de rutina un avance del trocánter mayor de 1 cm para asegurar la correcta tensión de las partes blandas.

Por ello, en el caso de luxaciones recidivantes sin causa aparente con orientación correcta de los componentes protésicos, aumentar la tensión de las partes blandas sobre todo de la musculatura abductora con el avance del trocánter mayor puede mejorar la estabilidad de la artroplastia.

7.- 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^{9,53}.

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 aducción y rotación interna neutra⁵⁴.

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.

También ha sido descrito para tratar un caso de inestabilidad recurrente anterior la reconstrucción del ligamento ileofemoral con plastia Leeds-Keio con buenos resultados⁵⁵.

Barbosa y cols⁵⁶. 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 reinsertión ha sido descrito como mecanismo restaurador el avance y pontaje del vasto externo, realizado con éxito en tres pacientes⁵⁷.

8.- Conversión a hemiarthroplastia.

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

Parvici y cols²². han publicado 27 pacientes con inestabilidad recalcitrante que habían sido tratados con múltiples técnicas quirúrgicas en los

que ha realizado una hemiartroplastia 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.

La utilización de cotilos constreñidos es prioritaria actualmente a la reconversión en una hemiartroplastia, no obstante la hemiartroplastia estaría más indicada que los cotilos constreñidos en casos en los que existiera un defecto óseo del cotilo²².

Callaghan y cols¹⁵. 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 cols⁵⁸. 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.

9.- 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.

Actualmente se realiza como último recurso, cuando el resto de técnicas quirúrgicas han fracasado o cuando la situación general del paciente no permite otros procedimientos.

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.

RESUMEN COMO PUNTO DE PARTIDA PARA EL ESTUDIO

La artroplastia total de cadera es un procedimiento muy frecuente en los Servicios de Cirugía Ortopédica y Traumatología, y aunque su efectividad es muy elevada, no está exenta de complicaciones como son el aflojamiento aséptico, luxaciones, infección y fracturas periprotésicas.

A pesar de los avances en las técnicas y modelos protésicos, la luxación sigue siendo la segunda complicación más frecuente después del aflojamiento aséptico en las artroplastias totales de cadera. Se produce en el 0'3 % al 10% de las artroplastias primarias de cadera y hasta en el 28% de las artroplastias de revisión^{3,4,5}.

Los mecanismos de luxación son diversos:

1. Falta de tensión de los tejidos blandos, lo que permite que la cabeza protésica resbale sobre el polietileno y se produzca la luxación⁴¹.
2. Choque ("Impingement"): efecto por el cual el cuello choca contra el cotilo haciendo palanca de forma que en los grados extremos del movimiento se luxa.
3. Choque el cuello contra una prominencia ósea. (Choque extrínseco, cuando choca el fémur, bien el trocánter mayor con la pala iliaca en separación o bien cuando choca el trocánter menor con el isquion en aproximación)

Existen diversas clasificaciones de la luxación de la artroplastia total de cadera:

- 1.- Tiempo: precoz (<3 meses) y tardía (>3 meses).
- 2.- Número: simple o recurrente.
- 3.- Dirección: anterior (donde clínicamente se observa el miembro afectado en rotación externa y en extensión) y posterior (miembro inferior en rotación interna y en flexión).
- 4.- Mecanismo de lesión: traumático o espontáneo.
- 5.- Según la etiología: clasificación de Dorr⁵⁹.

Conociendo la causa de luxación se decidirá la actitud terapéutica.

- I) Posicional: no alteración radiológica de componentes sin disbalance de partes blandas (10%).
- II) Malposición de componentes (33%).
- III) Disbalance de tejidos blandos: musculatura, trocánter mayor, vuelo femoral (Offset) (33%).
- IV) Combinación de II y III.

Por otro lado, se han estudiado ampliamente los factores de riesgo que se consideran asociados a una mayor probabilidad de luxación protésica. Factores relacionados con el paciente como edad, sexo, alteraciones cognitivas o neuromusculares, diagnóstico inicial, cirugía previa. Factores relacionados con la cirugía como vías de abordaje, características de los componentes, mediciones radiológicas pre y postquirúrgicas. Sin embargo, en relación con muchos de ellos sigue existiendo controversia.

ANÁLISIS MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS.

La mayoría de los fenómenos que se producen en el terreno de la mecánica se relacionan con principios físicos que están bien entendidos desde un punto de vista cuantitativo formal. Por esta razón, el análisis matemático ha sido siempre una parte importante para la práctica de la ingeniería mecánica.

En el área de la biomecánica, sin embargo, los análisis matemáticos precisos se han visto relegados a lo largo de la historia por factores tales como el comportamiento material complejo de los tejidos musculoesqueléticos, las irregularidades geométricas e incertidumbres en relación con las presiones. Para la mayoría de los problemas biomecánicos, conseguir soluciones realistas de las ecuaciones que gobiernan los procesos de la mecánica newtoniana solamente se consigue mediante técnicas de aproximación que precisan ordenadores digitales de alta velocidad computacional. El más destacado de estos elementos de análisis finito (EF), fue un abordaje ordinariamente introducido por la comunidad de mecánica estructural en los años cincuenta y aplicado por vez primera en la mecánica musculoesquelética en 1972⁶⁰.

La idea básica en relación con los EF es que sobre pequeños dominios aislados (elementos) de una región continua, la distribución en un momento dado de las variables físicas como desplazamiento, resistencia, presión y temperatura pueden aproximarse mediante expresiones matemáticas sencillas, que adoptan habitualmente la forma de polinomios⁶¹. Supuesta la continuidad correspondiente de esas expresiones aproximativas que se mantengan entre los elementos adyacentes, el comportamiento global del sistema puede modelarse de forma precisa, especialmente si todo el sistema queda aislado en un gran número de muy pequeños dominios. Obteniendo la distribución de la tensión se consigue la solución de un gran número de ecuaciones algebraicas, habitualmente una ecuación por dirección de movimiento posible (grado de libertad) para cada punto nodal del entramado aislado.

En los primeros días de la computación digital, los modelos de finitos eran necesariamente burdos y por ello no muy realistas, porque las velocidades de los procesadores y sus limitaciones de memoria restringían el tamaño de los problemas a unos cuantos cientos de grados de libertad. Normalmente el tamaño de estos problemas era suficientemente pequeño como para reducirlos

a ellos mismos a zonas manuales de aislamiento de la trama, que por supuesto siempre era bidimensional. Con el paso de los años, los constantes avances en la velocidad computacional y almacenamiento han llevado al aumento en el número de elementos que pueden considerarse. En la actualidad disponemos comercialmente de programas de análisis de fácil utilización, con trama generada automáticamente y con un análisis de problemas totalmente tridimensional que abarca habitualmente decenas o miles de elementos.

Con estas premisas el estudio mediante EF se ha convertido en un instrumento ampliamente aceptado y divulgado para el estudio del comportamiento biomecánico del hueso y del sistema hueso-implante⁶², así como para crear prototipos y testar experimentalmente distintos diseños de implantes protésicos, sus posiciones y evitar largos y costosos estudios de laboratorio con materiales inertes^{63,64}.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y OBJETIVOS

Dada la alta incidencia de la luxación de la artroplastia total de cadera y la falta de unanimidad en relación con algunos de los factores de riesgo que la favorecen, se plantea este trabajo de investigación clínico-computacional con la siguiente hipótesis:

Los factores dependientes del paciente (antecedentes) y las alteraciones en la reconstrucción de la anatomía de la cadera influyen en la luxación protésica.

Por tanto, los objetivos clínicos del trabajo son:

Principal: determinar los factores de riesgo asociados a la luxación protésica.

Secundario: categorizar por orden de importancia los factores implicados en la luxación.

Los objetivos computacionales del trabajo son:

Principal: simular un modelo protésico con distintos tamaños de componentes y sus rangos de movimiento máximo antes de producirse el choque entre componentes y la luxación.

Secundarios:

- correlacionar los hallazgos computacionales con los clínicos.
- determinar los arcos de movimiento seguros para cada angulación y anteversión del cotilo junto con la relación del tamaño cabeza-cuello.

MATERIAL Y MÉTODOS

ESTUDIO CLÍNICO

POBLACIÓN Y MUESTRA

Se han recogido los episodios de luxación de la artroplastia total de cadera diagnosticados y tratados en el Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del HCU Lozano Blesa desde el año 1994 hasta el año 2011. En este periodo han sido implantadas 2227 artroplastias, de las cuales 1338 fueron cementadas, del modelo Exeter-Müller y 889 no cementadas, del modelo Zweymüller que a partir del 2004 pasó a denominarse SL-Plus.

La artroplastia total de cadera cementada usada en nuestro centro es el modelo Exeter, como vástago y Müller o Exeter, como cotilo. El cotilo de Müller es de polietileno convencional y el modelo Exeter es de polietileno con una ceja antiluxación.

El modelo protésico Exeter fue implantado por primera vez en 1970 en el Princess Elizabeth Orthopaedic Hospital de Exeter, en Inglaterra. En la actualidad se ha demostrado que tiene una supervivencia del 91'5% a los 20 años⁶⁵.

Se trata de un implante con una superficie muy pulida para reducir la fricción entre el cemento y el vástago, con un diseño cónico sin collarete que crea una carga de compresión radial a nivel de ambas interfaces, eliminando las perjudiciales fuerzas de cizallamiento. Al no tener collarete permite ajustarlo en longitud según los puntos habituales de referencia intraoperatoriamente para cada paciente. Existe una amplia gama de tallos primarios, 19 en total, para adecuarlos a cada anatomía. Se coloca con un centralizador hueco en la zona distal que posibilita que el tallo se sitúe en el centro del manto de cemento y por lo tanto lo someta a una carga de compresión más homogénea.

El cotilo cementado Müller se introdujo en 1967 por M.E. Müller. Ha ido evolucionando mediante las mejoras en los materiales para su fabricación con polietilenos altamente entrecruzados que han mejorado su resistencia al desgaste. El anclaje de este cotilo se consigue por el patrón de estrías verticales y horizontales que garantizan la estabilidad frente a los movimientos de rotación e inclinación. Como uno de los pioneros, M.E. Müller introdujo un

alambre metálico de titanio en combinación con los cotilos cementados con el fin de identificar la posición del cotilo después de la implantación.

El modelo no cementado usado en nuestro centro es como vástago, Zweymüller hasta el año 2004 y posteriormente SL-Plus, y como cotilo el roscado de Zweymüller hasta 1997 y posteriormente el impactado tipo EP-Fit Plus.

Los vástagos de Zweymüller tienen un diseño geométrico recto, de doble cono, que provee una buena fijación primaria y transmisión de cargas. Su sección rectangular conserva hueso y la superficie micro-porosa favorece la integración ósea.

Los vástagos SL-Plus son la versión mejorada de los anteriores vástagos Zweymüller. Fabricados con una aleación de Titanio, Aluminio y Niobio. Sus principales mejoras han afectado a la porción proximal del implante optimizando su posición intraoperatoria, la transmisión de fuerzas y el anclaje metafisario. Es uno de los modelos más implantados en Europa.

El cotilo roscado de Zweymüller fue recomendado por este autor en 1983. Se trataba de implantes que se introducían roscados, como su propio nombre indica, en la cavidad cotiloidea gracias a su diseño con espiras. Aunque a corto plazo la fijación al hueso era muy sólida, se observó que sufrían una tasa muy alta de aflojamiento aséptico por lo que cayeron en desuso⁶⁶.

Los cotilos EP-Fit Plus usan una fijación no cementada al hueso mediante un sistema de copa press-fit (a presión), gracias a sus 3 radios distintos y a su superficie porosa formada por titanio puro sobre el que se adhiere la hidroxiapatita. En el interior de esta carcasa se introduce el inserto de polietileno, cerámica o metal que queda firmemente solidarizado con la copa. Han demostrado una muy buena supervivencia.

Cuarenta y seis pacientes, 35 casos de Exeter-Müller y 11 de Zweymüller--SL-Plus, han sufrido una luxación protésica, por lo que constituyen el grupo de Casos.

Los criterios de inclusión han sido que las artroplastias hubiesen sido implantadas en nuestro centro y que correspondiesen a los modelos antes

descritos. Se han elegido estos criterios con el fin de disponer de todos los datos referentes a la causa que determinó la necesidad de una artroplastia, así como del protocolo quirúrgico, la historia clínica, los estudios radiológicos evolutivos, etc.

El grupo Control se ha formado con 83 pacientes (39 ATC cementadas y 44 no cementadas) con los mismos modelos de artroplastia, concordantes en edad con el grupo Casos, elegidos de forma aleatoria, a los que se les ha implantado una artroplastia total en el Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del HCU Lozano Blesa con una antigüedad concordante a la del grupo Casos.

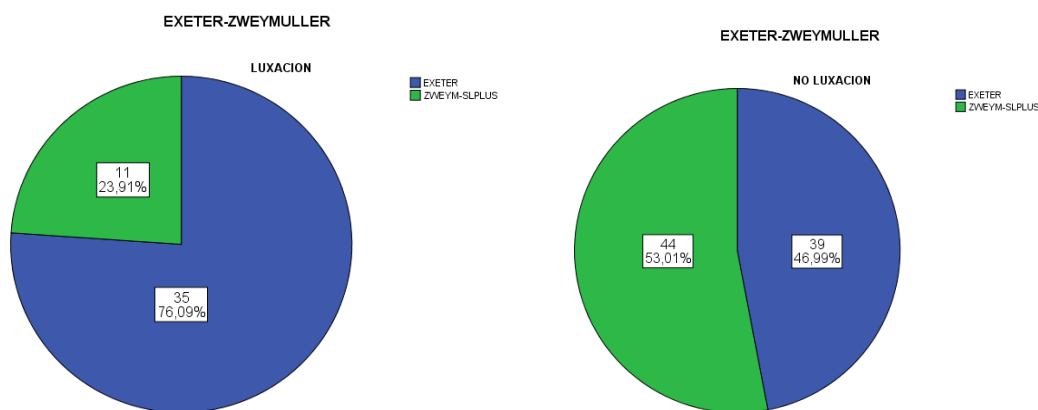


Figura 1: Gráfico resumen del total del grupo de casos (luxación) y del grupo control (no luxación) según el modelo protésico.

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 las variables cualitativas y cuantitativas que paso a detallar agrupados como se ha descrito en apartados anteriores de esta tesis.

1.- Factores relacionados con el paciente:

- Género
- Edad

- Hábito corporal: no considerado por no constar en las historias clínicas datos del índice de masa corporal.

- Diagnóstico subyacente: categorizado como artrosis, fractura, fractura patológica, artritis reumatoide, otras (necrosis avascular).

- Cirugía previa de cadera

- Disfunción neuromuscular (Parkinson, Alzheimer), Falta de cumplimiento de las normas profilácticas anti-luxación, Disfunción cognitiva: se han agrupado como una variable única debido a su estrecha relación.

- Abuso de alcohol y drogas.

2.- Factores relacionados con la técnica quirúrgica:

- Vía de abordaje: Todos los pacientes fueron intervenidos mediante el abordaje antero-lateral de Hardinge-Bauer.

- Orientación de los componentes: las mediciones radiológicas se realizaron sobre radiografías AP de pelvis.

○ Ángulo de Abducción o Inclinación: ángulo formado por una línea tangencial al componente acetabular con una línea horizontal que pase por ambas tuberosidades isquiáticas. (Figura 2)

○ Versión del Cotilo: medición según el método de Riten Pradhan⁶⁷. (Figura 3)

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

D: diámetro máximo

M: D/5

P: distancia de M al arco cotiloideo



Figura 2: Ángulo de inclinación.

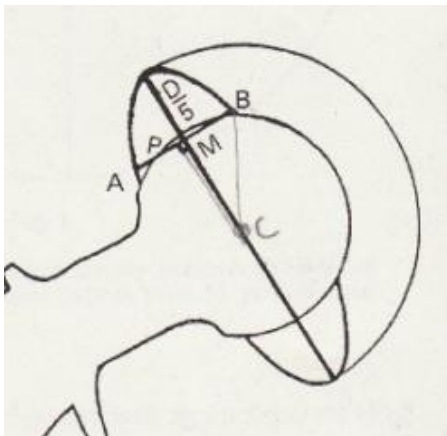


Figura 3: Ángulo de versión.

- Tensión de las partes blandas

- Efecto Voss pre y postquirúrgico (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)
- Vuelo Femoral (distancia entre el trocánter mayor y el centro de la cabeza femoral) pre y postquirúrgico. Cuando no era posible realizar la medición prequirúrgica por fractura se ha tomado la cadera contralateral.
- Longitud del cuello femoral pre y postquirúrgico. Medición contralateral en caso de fractura como en el Vuelo Femoral.

- Tipo de cierre quirúrgico: en todos los pacientes se realizó un cierre cuidadoso con reconstrucción de las partes blandas. Debido a la ausencia de abordaje posterior, no se puede considerar la asociación de estas variables.

- Ausencia de consolidación trocantérica: no procede debido a que en ningún caso se utilizó la vía lateral pura o transtrocantérica.

- Experiencia del cirujano: categorizada en dos grupos como cirujanos con más o menos de 10 años de experiencia.

- Infección: tanto de la herida quirúrgica como profunda.

3.- Factores relacionados con el diseño del implante:

- Tamaño de la cabeza: Todos los implantes tenían un tamaño de cabeza femoral de 28 mm, salvo un único caso en el que el tamaño fue de 32 mm.

- Relación de tamaño cabeza-cuello.

- Relación de tamaño cabeza-acetábulo.

- Vuelo femoral: recogido en el apartado anterior.

- Diseño del componente acetabular

4.- Factores relacionados con el tratamiento postoperatorio.

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

Todos los pacientes a los que se les implantó la artroplastia total de cadera recibieron profilaxis antibiótica con Cefazolina 1 g o Dalacín Fosfato 600 mg (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.

Se realizó un seguimiento medio de 5 años en los pacientes de ambos grupos, en las Consultas Externas del HCU Lozano Blesa para la detección de posibles complicaciones.

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.

Los datos estadísticos se han procesado con el programa SPSS (versión 15.0; SPSS Inc, Chicago, Ill) y con un nivel de significación de $p < 0.05$.

ESTUDIO COMPUTACIONAL

Se ha simulado un modelo protésico mediante el método de los elementos finitos para estudiar el efecto del diámetro de la cabeza de la prótesis, el ángulo de inclinación y anteversión en el choque de los componentes y la posterior luxación de la prótesis total de cadera.

Los tamaños de cabeza considerados para el estudio han sido 28, 32 y 36 mm por ser los usados con mayor frecuencia en la práctica clínica. Respecto a los ángulos de inclinación y anteversión se han establecido según el área de seguridad de Lewinnek³¹ (Inclinación $40^{\circ} \pm 10^{\circ}$, Anteversión $15^{\circ} \pm 10^{\circ}$) con valores de inclinación de 25° , 40° y 60° y anteversión de 0° , 15° y 25° .

En todos los modelos se ha utilizado un diámetro exterior del cotilo de 52 mm dado que es el tamaño mínimo requerido en la mayoría de los implantes para las cabezas de 36 mm.

Para cada combinación de los factores anteriores se han estudiado dos posiciones, flexión de 90° , equivalente a que el paciente esté sentado y extensión de 0° , equivalente a la bipedestación. En cada una de ellas se ha analizado el efecto de la rotación externa e interna hasta que se produce el choque entre componentes y la luxación protésica. Se ha considerado que los rangos de movilidad máxima en rotación interna y externa de la cadera son 40° y 60° respectivamente como está descrito en la literatura^{68,69}

MODELO GEOMÉTRICO

La geometría y las dimensiones del implante se han obtenido de un TAC de una prótesis tipo Exeter implantada en un paciente con ayuda del software Mimics v10.0 (Figura 4).



Figura 4: Geometría de la prótesis Exeter obtenida del software Mimics.

El modelo representado en Abaqus v 6.11 se compone de dos partes. El acetábulo fue simulado como sólido deformable a partir de una superficie de revolución (Figura 5).

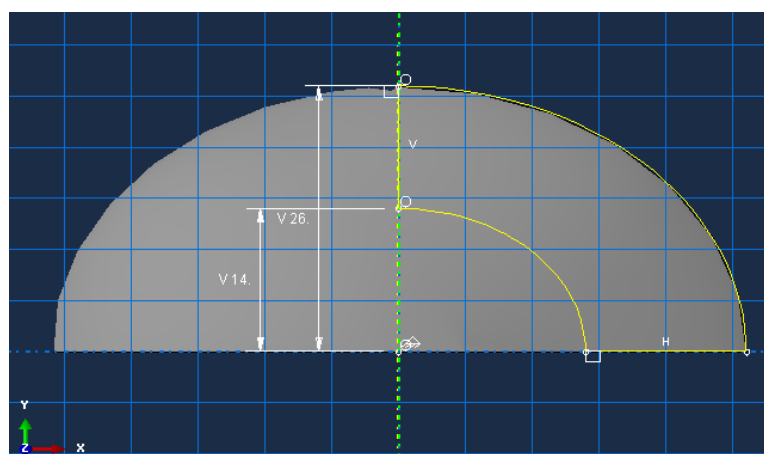


Figura 5: Croquis de la superficie de revolución del acetábulo.

La cabeza y el vástago fueron simulados como cáscara rígida discreta. En el caso de la cabeza se realizó como una superficie de revolución (Figura 6)

y en el caso del vástago como una superficie extruida a la que posteriormente se le realizó un redondeo de aristas (Figura 7).

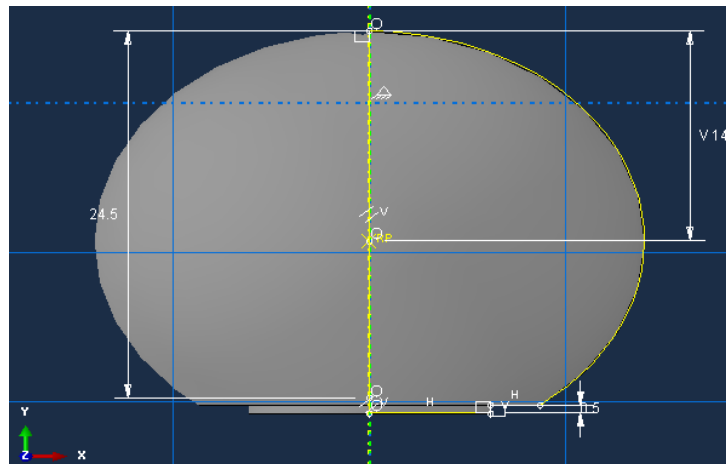


Figura 6: Croquis de la superficie de revolución de la cabeza.

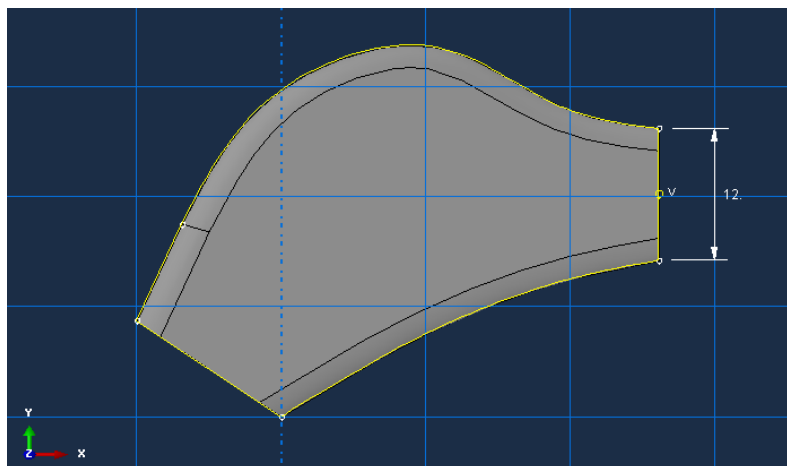


Figura 7: Croquis de la superficie de extrusión del vástago.

No se consideró necesario simular el hueso puesto que computacionalmente no va a influir en el choque de los componentes.

MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

El acetábulo fue mallado con elementos hexaédricos tipo C3D8R y la cabeza y el vástago con elementos triangulares y cuadrilaterales tipo R3D3 y R3D4, respectivamente.

| Componente | Nodos | Elementos |
|------------------|-------|-----------|
| Acetábulo | 11976 | 10164 |
| Cabeza y vástago | 2875 | 2900 |

Tabla 1: Resumen de los elementos y nodos que componen el modelo.

PROPIEDADES DE MATERIAL Y NO LINEALIDAD DEL PROBLEMA SIMULADO

Los análisis realizados son altamente no lineales debido a los grandes desplazamientos, a la definición no lineal del material y al contacto entre componentes.

El componente acetabular se simuló como polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE). Se le asignó un módulo elástico $E=940$ MPa, un coeficiente de Poisson $\nu=0.3$ y un límite de fluencia de 26,26 MPa, simulándose las propiedades plásticas del polietileno⁷⁰

La cabeza y el vástago fueron simulados como cáscara rígida discreta debido a que el módulo elástico del titanio es notablemente superior al del polietileno y podemos despreciar su deformación con respecto a la del acetábulo.

En cuanto a las propiedades de interacción se asignó la cabeza y el cuello como superficies maestras y la semiesfera interna del acetábulo y la corona circular como superficie esclava. Se introdujo un comportamiento mecánico tangencial isotrópico, con un coeficiente de fricción de 0.038⁷¹.

CONDICIONES DE APOYO Y MOVIMIENTOS SIMULADOS

Como condiciones de contorno se impidió la traslación en los ejes X, Y y Z del componente acetabular y de la cabeza. También se restringió la rotación de la cabeza en los ejes en los que no se aplicó el giro. Para las rotaciones internas y externas el giro se aplicó en el eje Y para la extensión, y en el eje Z para la flexión. Todas las rotaciones se aplicaron en el punto de referencia del centro de la cabeza.

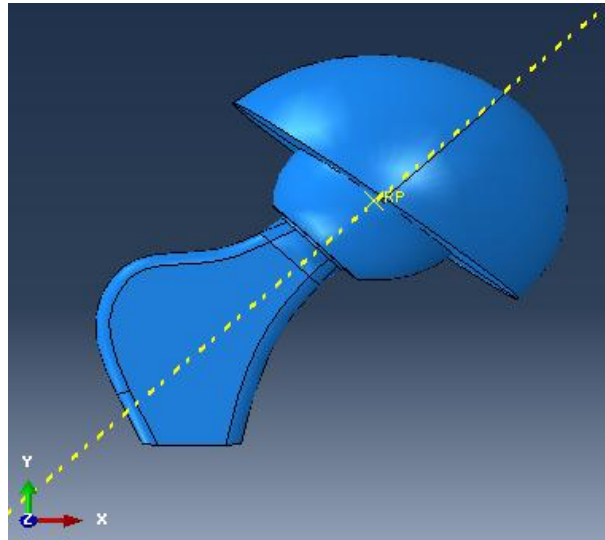


Figura 8: Modelo 3D de la prótesis con sus ejes de coordenadas.

Se simuló la rotación interna y externa en extensión y en flexión hasta producirse el choque de los componentes con las distintas combinaciones de inclinación-anteversión del cotilo y tamaño de la cabeza. A continuación se muestran a modo de ejemplo los modelos concretos del tamaño de cabeza de 28 mm y las distintas posiciones de cotilo (Figuras 9,10 y 11).

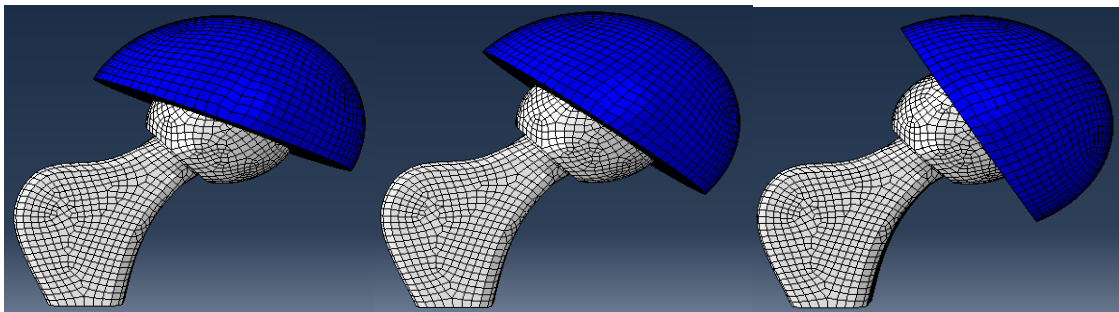


Figura 9: Modelos de la cabeza de 28 mm en extensión, con 0° de anteversión e inclinaciones de 25° , 40° y 60° respectivamente.

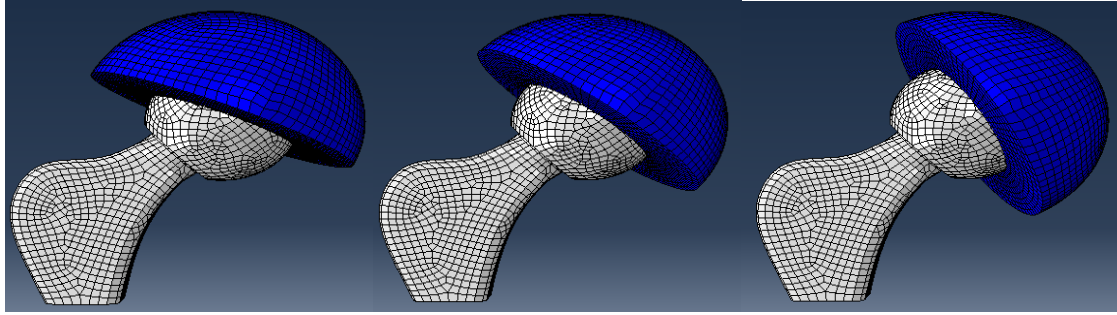


Figura 10: Modelos de la cabeza de 28 mm en extensión, con 15° de anteversión e inclinaciones de 25°, 40° y 60° respectivamente.

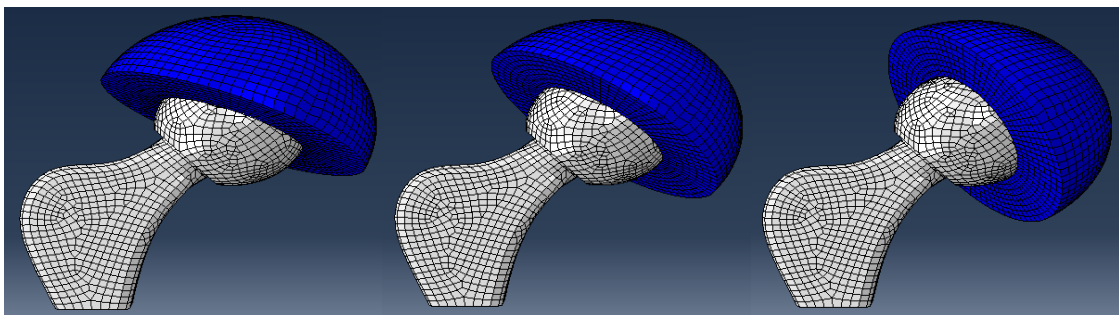


Figura 11: Modelos de la cabeza de 28 mm en extensión, con 25° de anteversión e inclinaciones de 25°, 40° y 60° respectivamente.

Para los casos de flexión, en alguna de las simulaciones se produjo el choque antes de alcanzar el valor máximo de 90°, por lo que se consideró el rango de movimiento en flexión hasta el choque de los componentes.

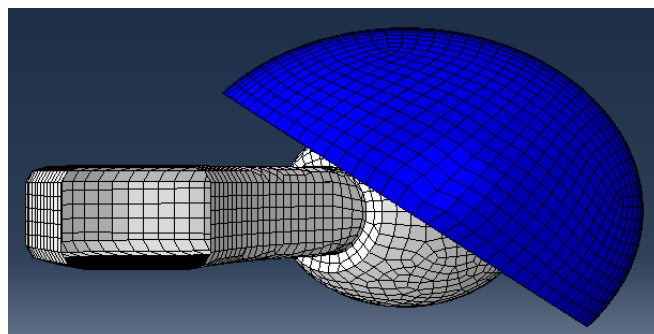


Figura 12: Modelo de la cabeza de 28 mm en flexión de 90° con 0° de anteversión e inclinación de 40°.

RESULTADOS

ESTUDIO CLÍNICO

DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA

La muestra estaba compuesta por un 43'4% (56/129) de hombres y un 56'6% (73/129) de mujeres. Dividiéndola según el tipo de artroplastia, en el caso de las artroplastias cementadas predominaba el sexo femenino (78%) y en las no cementadas el sexo masculino (73%) como representan los gráficos siguientes.

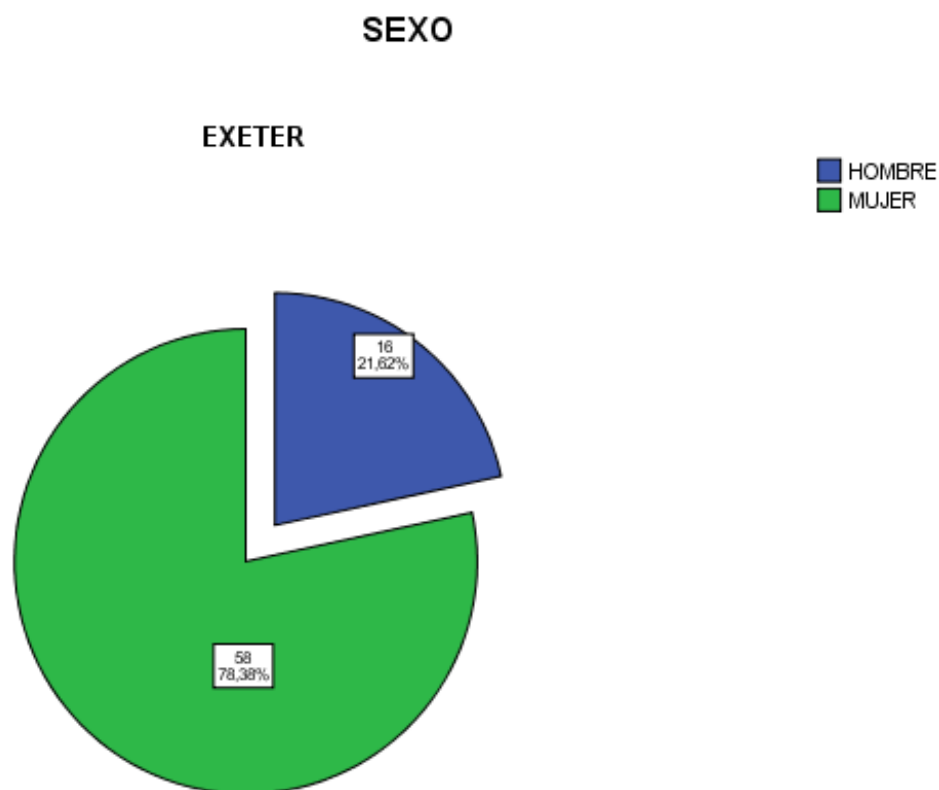


Figura 13: Gráfico de distribución de la muestra por sexo en la artroplastia cementada.

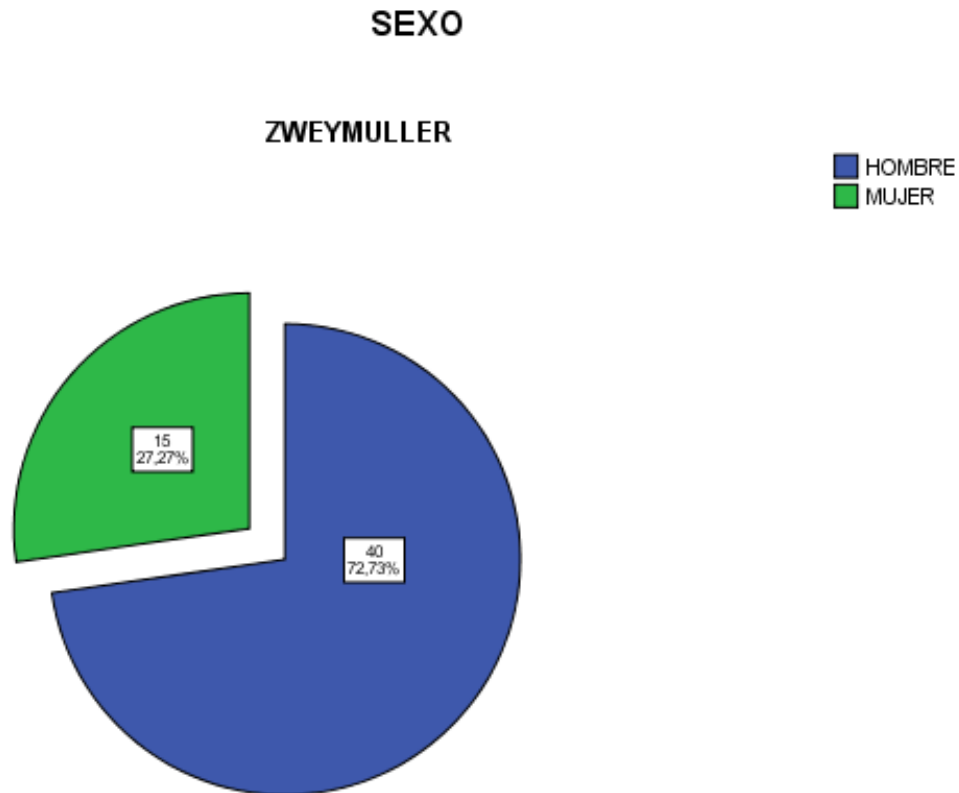


Figura 14: Gráfico de distribución de la muestra por sexo en la artroplastia no cementada.

La edad media a la que se implantó la artroplastia en el conjunto muestral fue de 67 años. En el grupo de las artroplastias cementadas fue más alta con 72 años frente a los 59 años del grupo de las artroplastias no cementadas.

Las causas que motivaron la implantación de la ATC fueron artrosis, fractura, fractura patológica, artritis reumatoide y otras, como necrosis avascular. Suponiendo la artrosis y la fractura el 92% de total para la muestra completa. Estos datos se recogen en la figura siguiente.

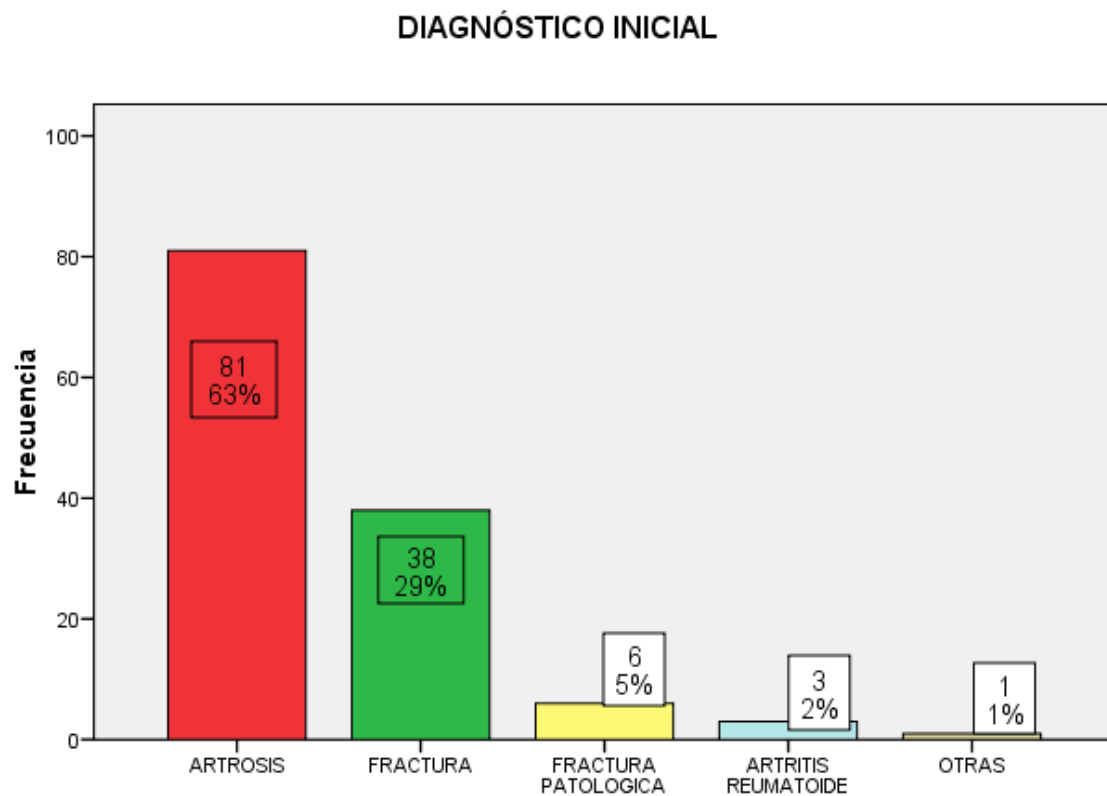


Figura 15: Distribución de la causa que justificó la implantación de la ATC en el total de la muestra.

En el caso de las artroplastias cementadas fueron implantadas tanto por artrosis (40%) como por fractura (50%) en proporción muy similar. Además la única necrosis avascular de la muestra pertenece a este grupo. Los datos se recogen en la figura siguiente.

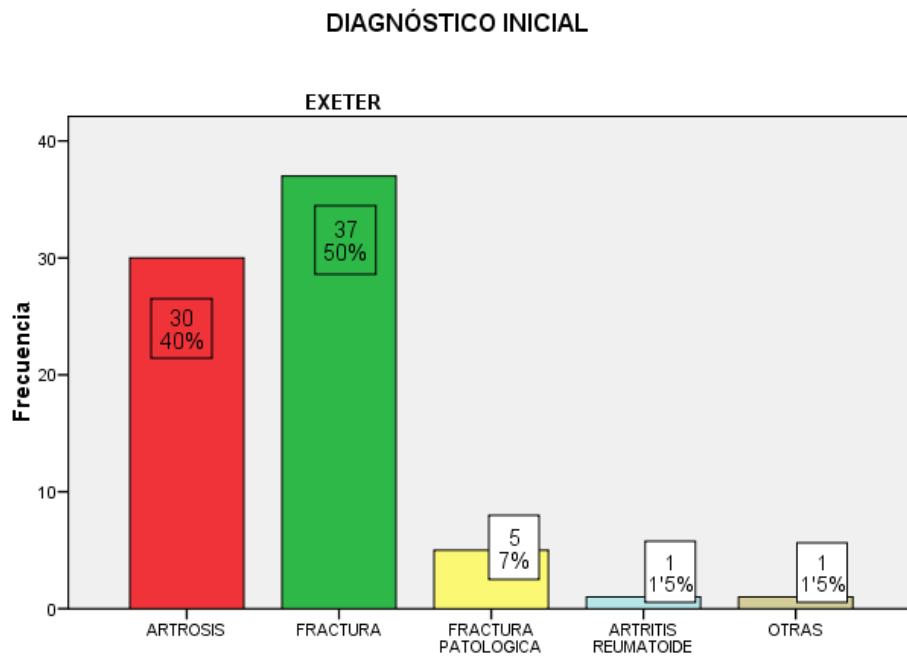


Figura 16: Distribución de la causa que justificó la implantación de la ATC en las artroplastias cementadas.

En el caso de las artroplastias no cementadas su implantación fue mayoritariamente (93%) por artrosis, con sólo un paciente con diagnóstico inicial de fractura. La figura siguiente resume estos datos.

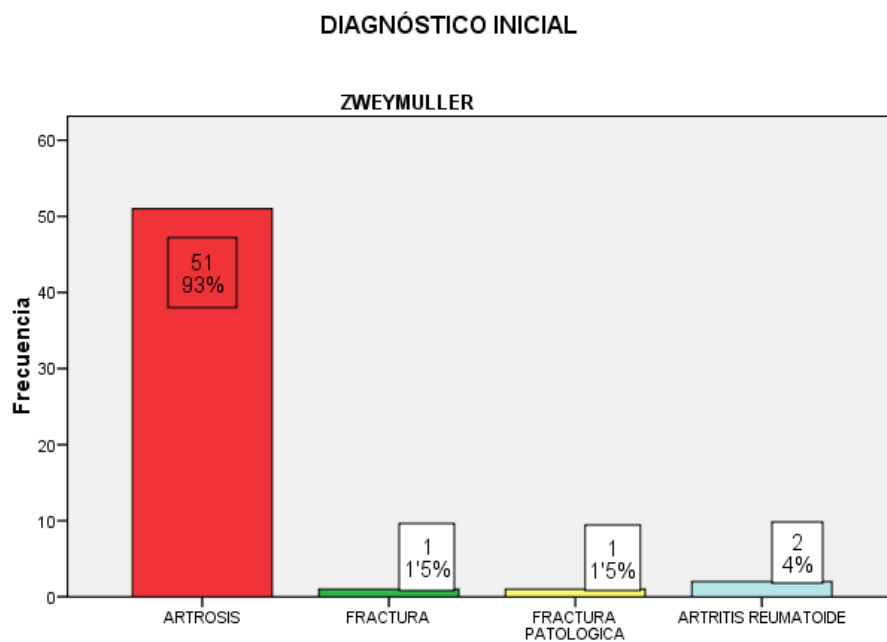


Figura 17: Distribución de la causa que justificó la implantación de la ATC en las artroplastias no cementadas.

La incidencia de luxación en las ATC en nuestra muestra fue de 2'07%, siendo 2'62% en el caso de las artroplastias cementadas y 1'24% en el caso de las no cementadas.

La luxación fue precoz (<3 meses) en la mayoría de los casos (87%), encontrándose un único caso de luxación tardía (>5 años) y 5 casos de luxaciones en el periodo intermedio en el análisis de la muestra completa, tal como se refleja en la figura siguiente.

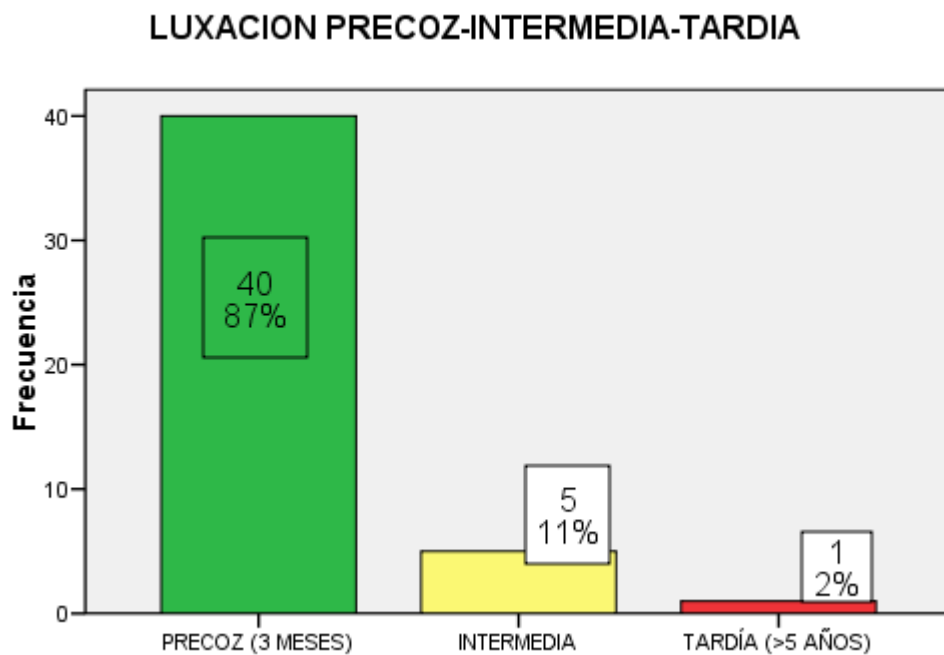


Figura 18: Distribución del momento de aparición de luxación según el tiempo.

El estudio del momento de aparición de la luxación según el modelo protésico reveló que la única luxación tardía pertenecía al grupo de las artroplastias no cementadas y que como ocurría en la muestra completa, la mayoría de las luxaciones se producían de manera precoz en ambos grupos. Estos datos se recogen en las figuras siguientes.

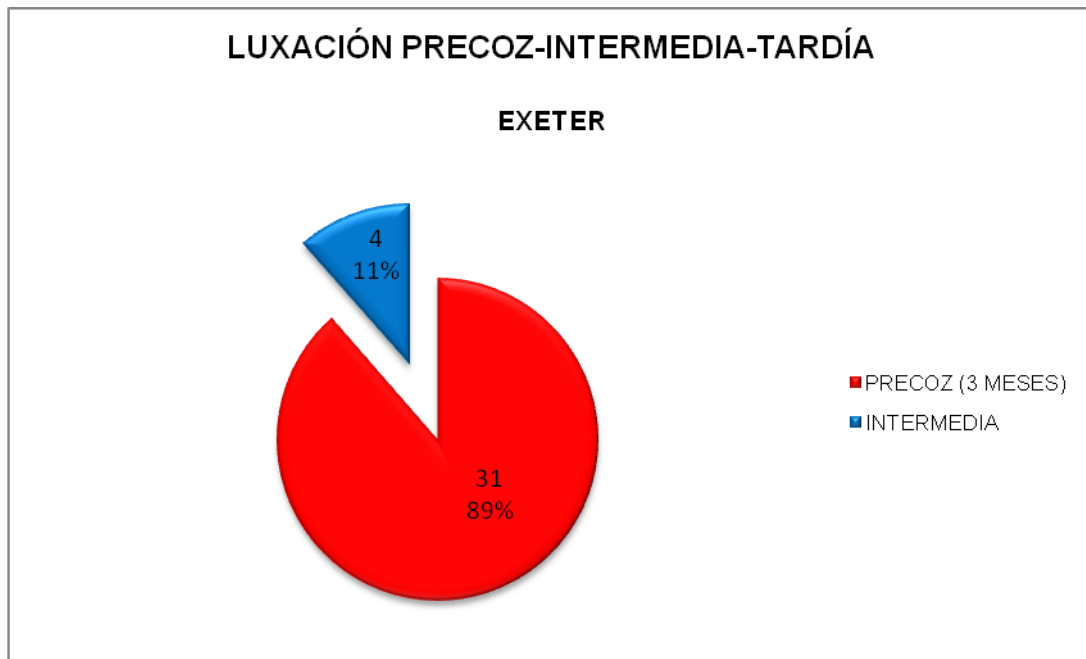


Figura 19: Distribución del momento de aparición de luxación según el tiempo en el grupo de las artroplastias cementadas.

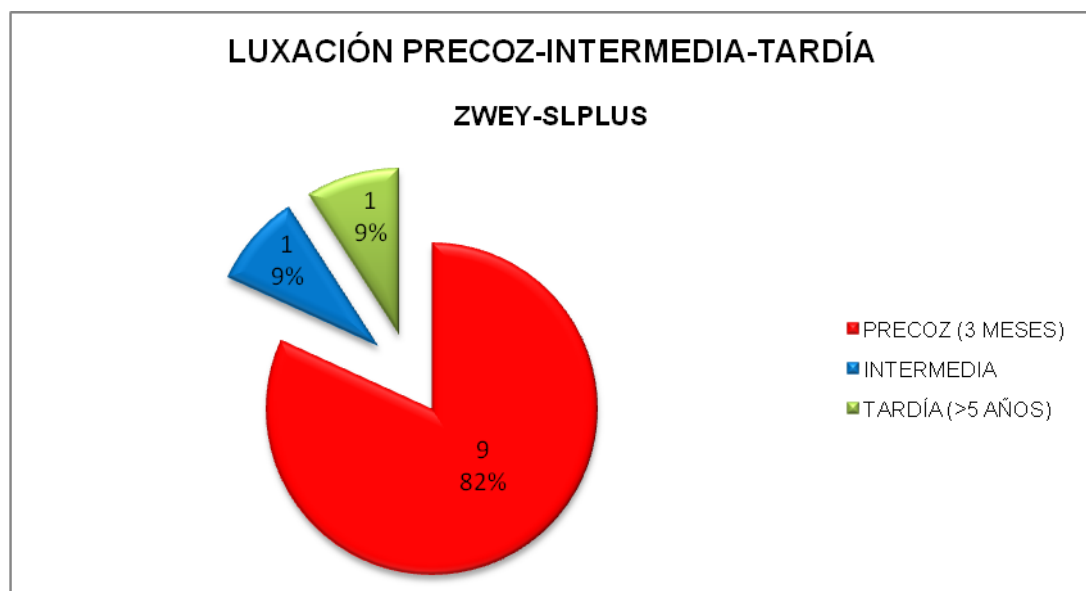


Figura 20: Distribución del momento de aparición de luxación según el tiempo en el grupo de las artroplastias no cementadas.

El mecanismo de producción de la luxación se recogió en los grupos siguientes y se distribuyó según el gráfico de sectores.

- Espontáneo: sin contar antecedente que justificara la luxación
- Traumático: caída o traumatismo sobre la cadera
- Movimiento forzado
- Movilización de los componentes protésicos

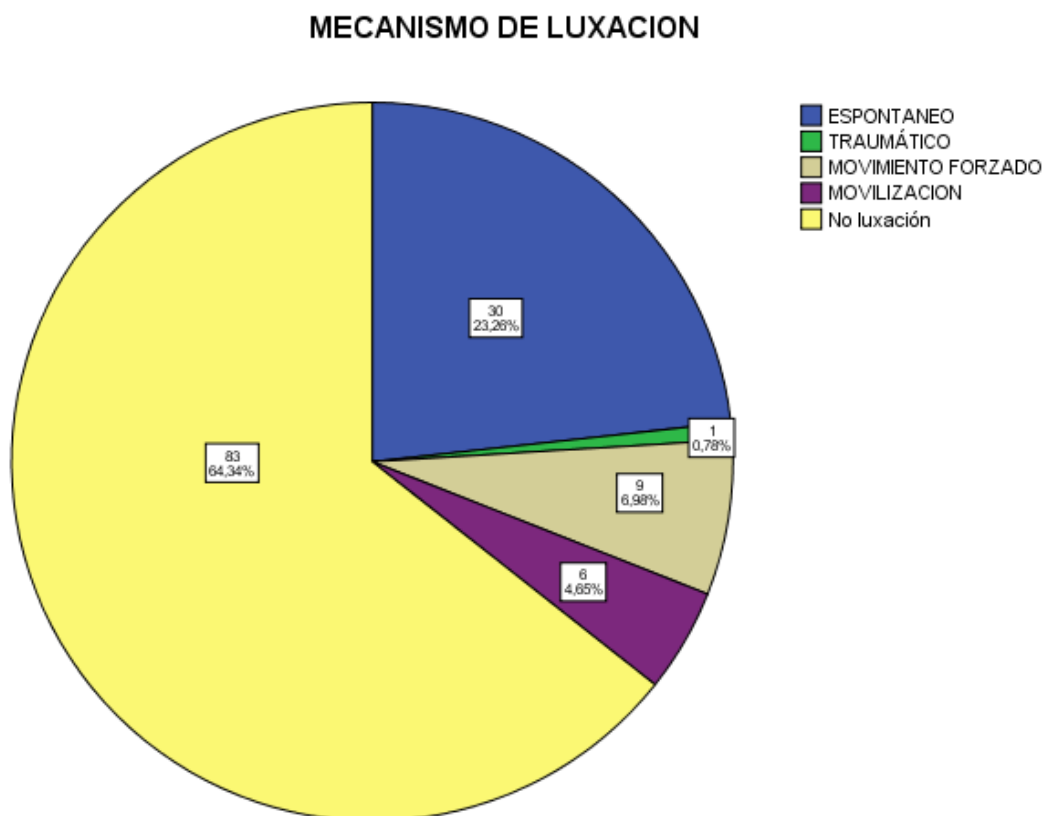


Figura 21: Gráfico del mecanismo de producción de la luxación en toda la muestra.

El único caso de luxación de origen traumático pertenecía al grupo de las artroplastias no cementadas y los 6 casos de movilización al grupo de las artroplastias cementadas. El mecanismo de luxación según el tipo de artroplastia se recoge en los diagramas de barras siguientes.

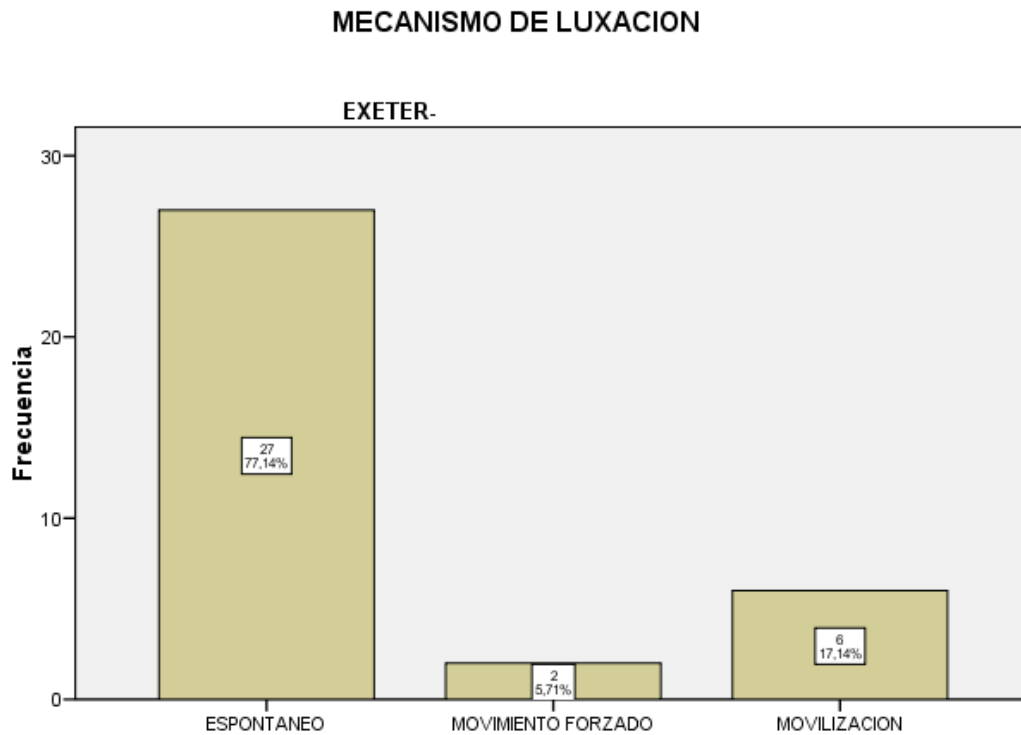


Figura 22: Gráfico del mecanismo de luxación en las artroplastia cementadas.

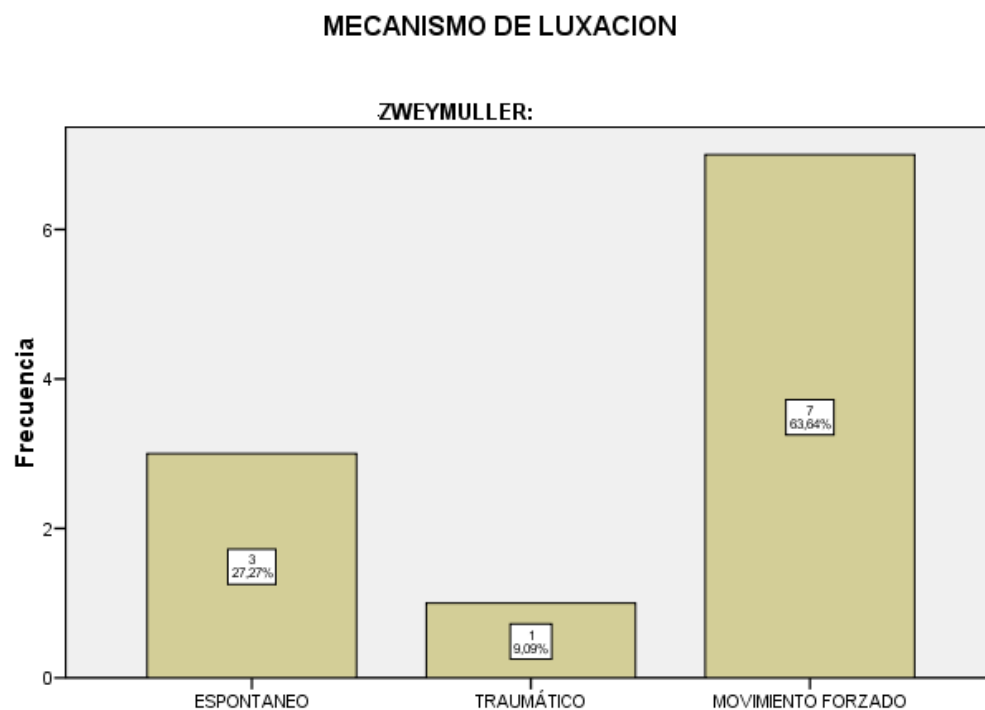


Figura 23: Gráfico del mecanismo de luxación en las artroplastias no cementadas.

Respecto al tratamiento recibido tras la luxación protésica, se dividió en los grupos siguientes y se distribuyó con este gráfico.

- Reducción cerrada.
- Recambio del vástago (por malposición o movilización)
- Recambio del cotilo (mismas circunstancias que en el vástago)
- Recambio completo
- Otras: por ejemplo, Girdlestone.

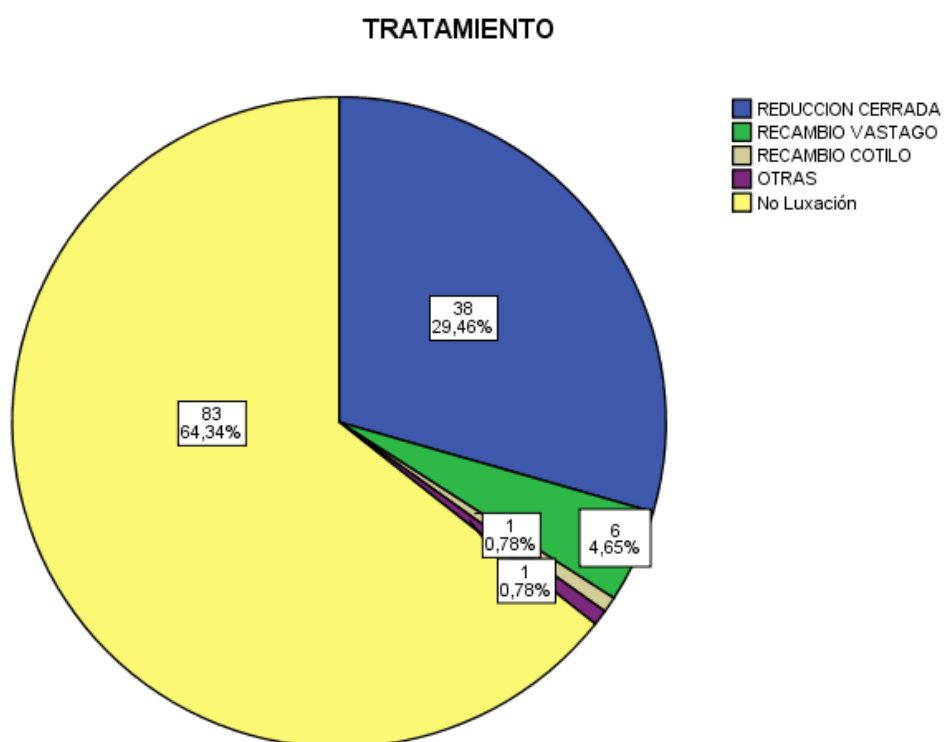


Figura 24: Gráfico del tratamiento realizado tras la luxación protésica en el total de la muestra.

El tipo de tratamiento recibido según si la artroplastia fue cementada o no cementada se refleja en los diagramas de barras siguientes. La reducción cerrada fue el tratamiento más frecuente en ambos grupos y sólo en un paciente del grupo cementado se tuvo que recurrir a la artroplastia de resección.

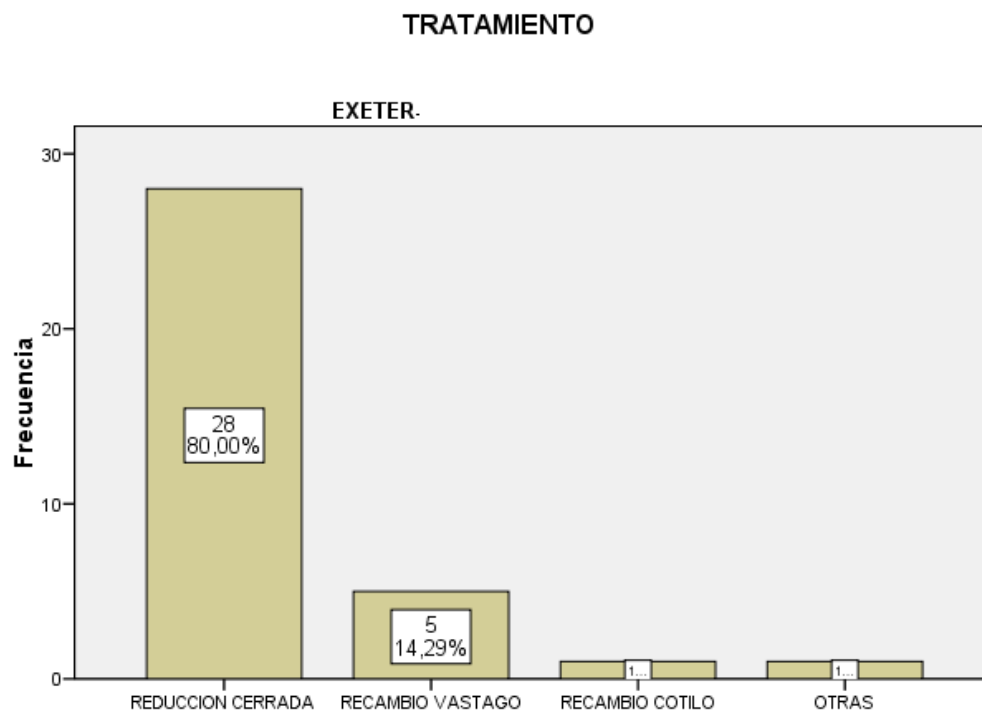


Figura 25: Gráfico del tratamiento realizado tras la luxación protésica en el grupo de artroplastia cementada.

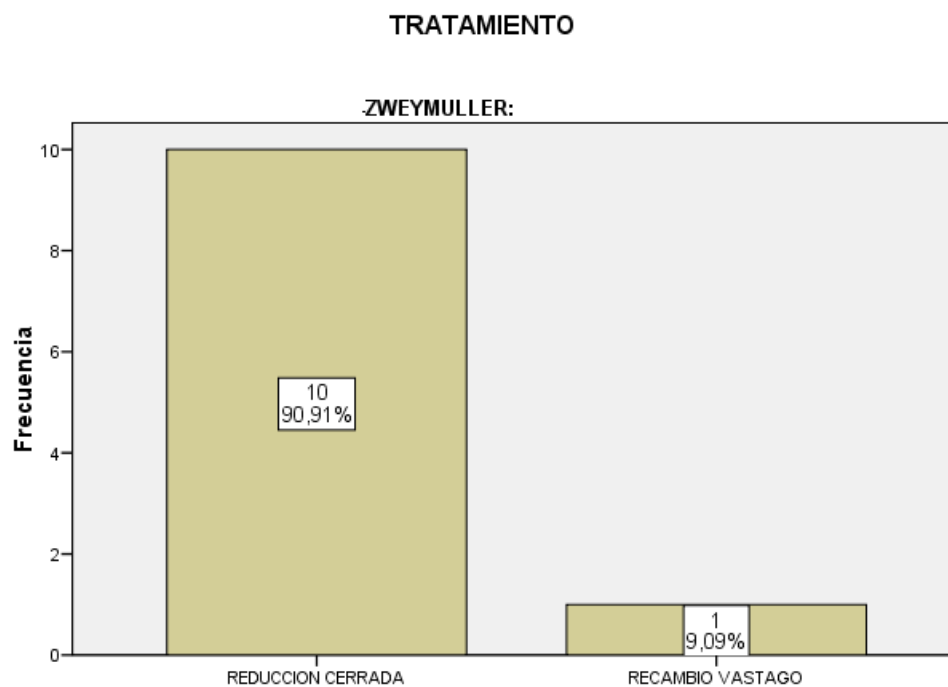


Figura 26: Gráfico del tratamiento realizado tras la luxación protésica en el grupo de artroplastia no cementada.

Sólo se recogieron los datos referentes al mecanismo de luxación y tratamiento del primer episodio de luxación, sin embargo 11 pacientes (8'53%) tuvieron una recidiva posteriormente, 9 de ellos pertenecían al grupo de las artroplastias cementadas y los otros 2 al de las artroplastias no cementadas.

ANÁLISIS DE LOS FACTORES DE RIESGO ASOCIADOS A LUXACIÓN

1.- Factores relacionados con el paciente:

1.1.- Género

El análisis estadístico de la asociación del sexo con la luxación resultó no significativo ($p= 0'261$).

Sin embargo, cuando se realizó el análisis separando la muestra en artroplastias cementadas y no cementadas sí que se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en el grupo de las artroplastias cementadas ($p < 0'001$). Siendo la luxación más frecuente en los hombres.

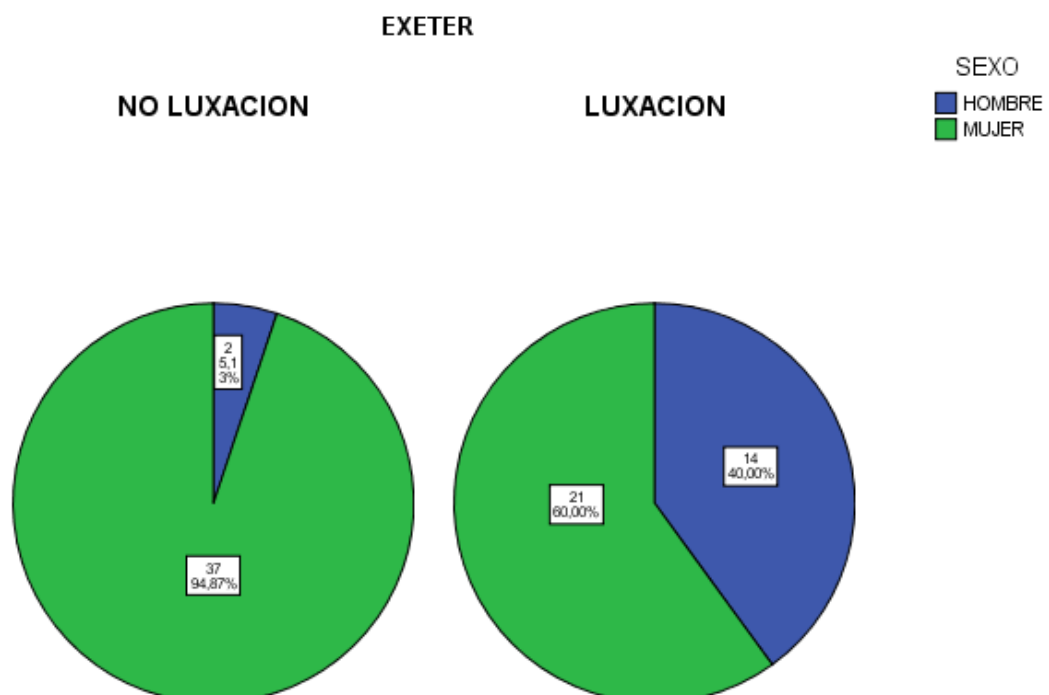


Figura 27: Distribución de luxación según sexo en las artroplastias cementadas.

1.2.- Edad

La edad media a la que se implantó la artroplastia fue de 67 años, observándose diferencias estadísticamente significativas ($p=0'002$) con mayor edad media (71 años) en el grupo de los pacientes luxados, frente a los no luxados (64 años).

Analizando la muestra en los grupos artroplastia cementada/no cementada, no se obtuvieron diferencias significativas, aunque la edad media de los pacientes luxados en ambos grupos fue mayor que en los no luxados.

| EXETER-ZWEYMULLER | | LUXACION | N | Media |
|-------------------|-------------------|-------------|----|-------|
| EXETER | EDAD ARTROPLASTIA | NO LUXACION | 39 | 71,15 |
| | EN AÑOS | LUXACION | 35 | 73,77 |
| ZWEYM-SLPLUS | EDAD ARTROPLASTIA | NO LUXACION | 44 | 57,70 |
| | EN AÑOS | LUXACION | 11 | 62,18 |

Tabla 2: Edad media de implantación de la ATC según artroplastia cementada/no cementada y luxación.

1.3.- Diagnóstico subyacente

La implantación de la artroplastia en el total de la muestra se realizó por artrosis, fractura, fractura patológica, artritis reumatoide y otras, como necrosis avascular, en los porcentajes que figuran en la tabla siguiente.

| DIAGNÓSTICO INICIAL | | | |
|---------------------|---------------------|------------|------------|
| | | Frecuencia | Porcentaje |
| Válidos | ARTROSIS | 81 | 62,8 |
| | FRACTURA | 38 | 29,5 |
| | FRACTURA PATOLOGICA | 6 | 4,7 |
| | ARTRITIS REUMATOIDE | 3 | 2,3 |
| | OTRAS | 1 | ,8 |
| | Total | 129 | 100,0 |

Tabla 3: Diagnóstico inicial que justificó la implantación de la ATC en el total de la muestra.

Se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p<0'001$) entre el porcentaje de luxación y el diagnóstico que justificó la implantación de la artroplastia. Dentro del grupo de pacientes que requirió un ATC por fractura el porcentaje de luxación fue del 68% frente a sólo el 16% en el caso de la coxartrosis. Del mismo modo el porcentaje de luxación en los casos de fractura

patológica (83%) fue mayor que en el resto de grupos. Estos datos se recogen en el gráfico siguiente.

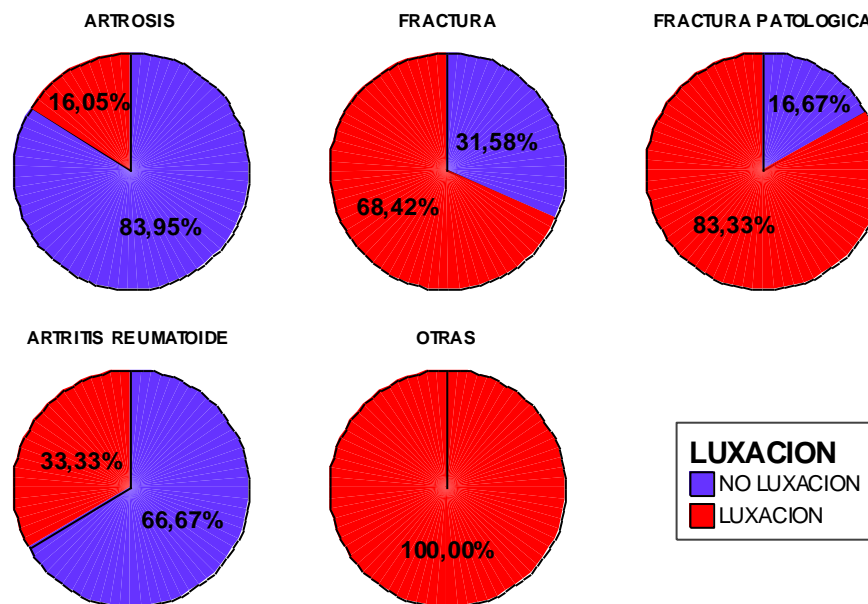


Figura 28: Distribución de la luxación según el diagnóstico que justificó la implantación de la artroplastia en el total de la muestra.

Al analizar los datos por los grupos artroplastia cementada/no cementada, sólo se obtuvieron diferencias significativas dentro de las artroplastias cementadas ($p < 0,001$).

Como en el análisis anterior la luxación ocurría con más frecuencia en grupo de los pacientes con fractura. Los 5 pacientes con fractura patológica se luxaron, al igual que la única artritis reumatoide.

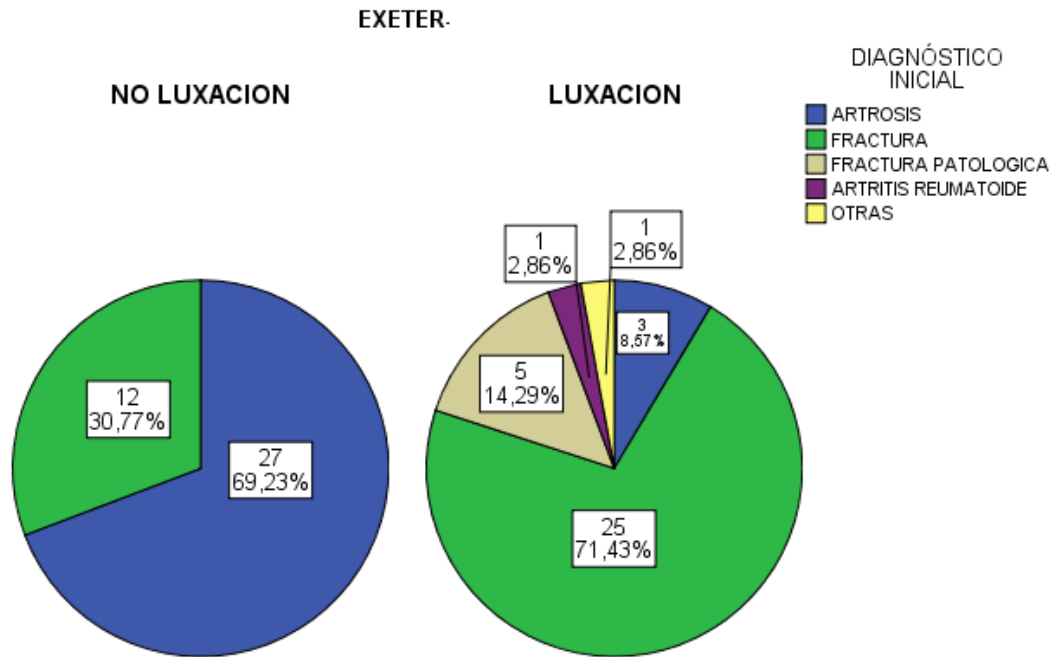


Figura 29: Distribución de la luxación según el diagnóstico que justificó la implantación de la artroplastia no cementada.

Aunque no existían diferencias significativas ($p=0'191$) en el grupo de las artroplastias no cementadas, la única artroplastia que se implantó por fractura se luxó.

1.4.- Cirugía previa de cadera

Aunque no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas ($p=0'095$) el porcentaje de luxación fue mayor en el grupo de pacientes que habían recibido cirugía en esa cadera antes de la implantación protésica, tanto en el análisis completo de la muestra, como por grupos.

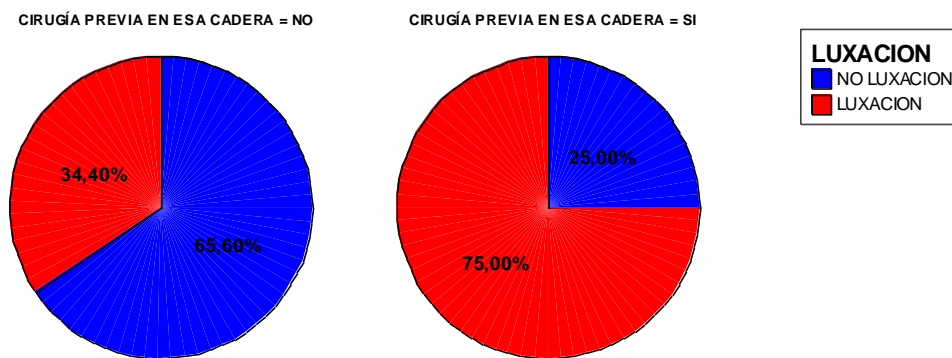


Figura 30: Distribución de la luxación según cirugía previa o no en la cadera después protetizada en el total de la muestra.

1.5.- Disfunción neuromuscular - Disfunción cognitiva

El análisis de la relación entre las alteraciones neurológicas y la luxación dio diferencias significativas ($p < 0'001$), siendo más frecuente la luxación cuando existía deterioro neurológico.

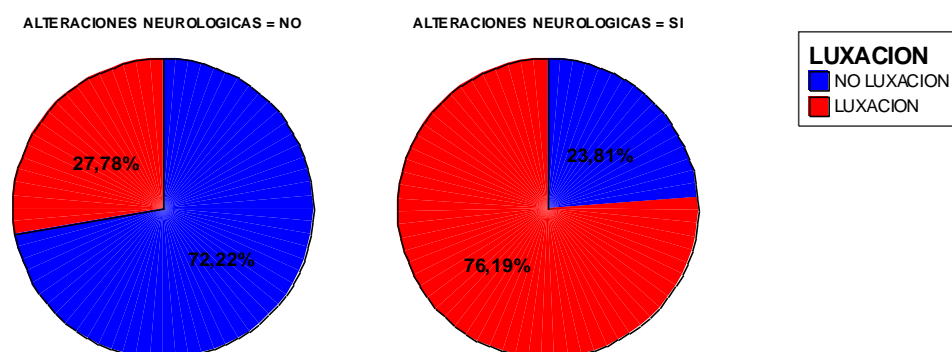


Figura 31: Distribución de la luxación según la presencia o no de alteraciones neurológicas en el total de la muestra.

El análisis por grupos de artroplastia cementada/no cementada también fue significativo en el caso de las artroplastias cementadas ($p < 0'001$) con la misma asociación.

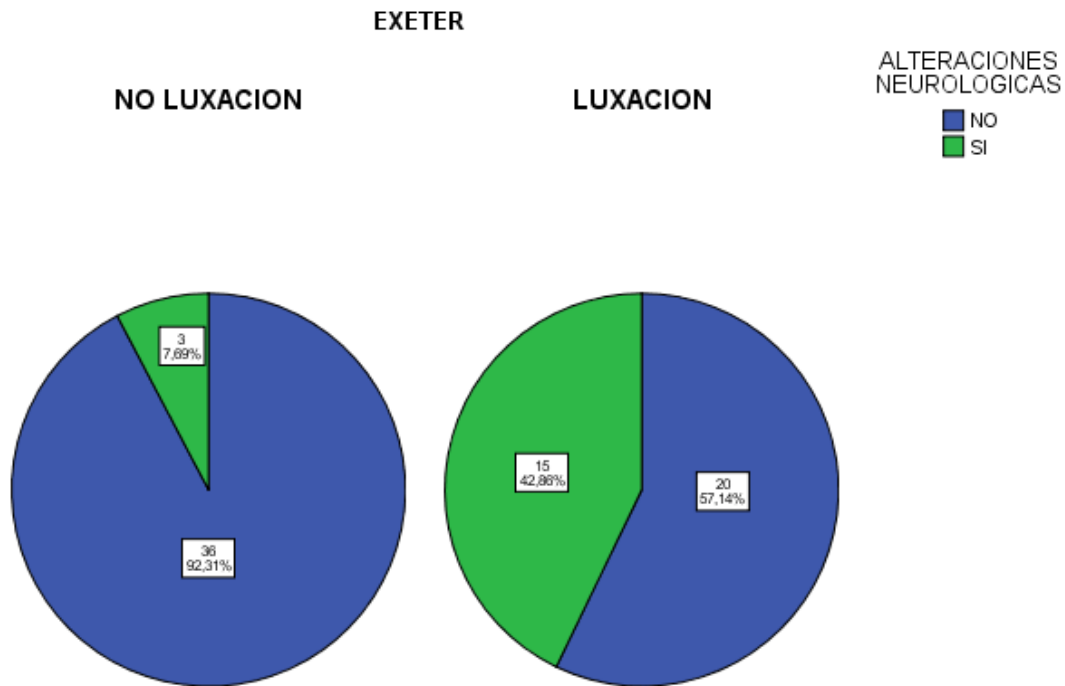


Figura 32: Distribución de la luxación según la presencia o no de alteraciones neurológicas en las artroplastias cementadas.

1.6.- Abuso de alcohol y drogas

La asociación entre el abuso de alcohol/drogas con la luxación protésica resultó significativa ($p=0'019$) apareciendo luxación en todos los pacientes con consumo de estas sustancias.

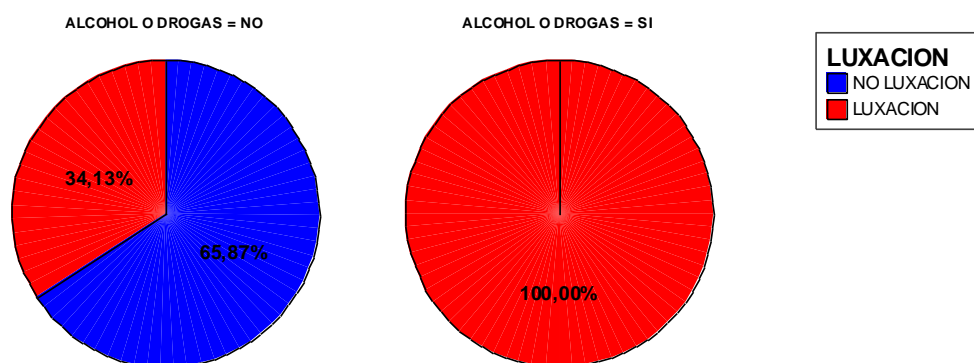


Figura 33: Distribución de la luxación según el abuso de alcohol/drogas en el total de la muestra.

En el análisis por grupos cementado/no cementado las diferencias sólo fueron significativas para las artroplastias no cementadas ($p=0'044$), aunque en ambos grupos todos los pacientes que las consumían presentaron la luxación protésica, 2 en el grupo de las artroplastias no cementadas y 1 en el grupo de las artroplastias no cementadas como se recoge en la tabla siguiente.

Tabla de contingencia ALCOHOL O DROGAS * LUXACION

| Recuento | | | LUXACION | | Total |
|-------------------|------------------|-------|-------------|----------|-------|
| | | | NO LUXACION | LUXACION | |
| EXETER-ZWEYMULLER | | | | | |
| EXETER | ALCOHOL O DROGAS | NO SI | 39 0 | 33 2 | 72 2 |
| | Total | | 39 | 35 | 74 |
| ZWEYM-SLPLUS | | | | | |
| | ALCOHOL O DROGAS | NO SI | 44 0 | 10 1 | 54 1 |
| | Total | | 44 | 11 | 55 |

Tabla 4: Resumen de casos de consumo de alcohol/drogas en relación con la luxación protésica según artroplastia cementada/no cementada.

2.- Factores relacionados con la técnica quirúrgica:

2.1.- Orientación de los componentes

2.1.1.- Ángulo de abducción/inclinación

No se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en la relación entre luxación y ángulo de abducción/inclinación del cotilo, ni en el total de la muestra ($p=0'246$), ni por grupos cementado ($p=0'432$)/no cementado ($p=0'797$). Sin embargo en el análisis de toda la muestra se observó que la media del ángulo de inclinación en los pacientes luxados fue discretamente menor (38°) que en los pacientes libres de luxación (40°).

2.1.2.- Ángulo de versión

Se observó significación estadística ($p=0'043$) en la relación entre el ángulo de versión del cotilo y la luxación protésica, teniendo una versión media del cotilo menor ($11'54^\circ$) los pacientes que sufrieron una luxación, frente a los no luxados ($14'19^\circ$).

Estos mismos parámetros fueron significativos ($p=0'001$) en el análisis por grupos cementado/no cementado para los pacientes con artroplastias cementadas con una versión menor (12°) en los casos luxados.

| EXETER-ZWEYMULLER | | LUXACION | N | Media |
|-------------------|----------------|-------------|----|---------|
| EXETER | ANGULO VERSION | NO LUXACION | 39 | 19,4487 |
| | FORMULA | LUXACION | 35 | 12,0343 |

Tabla 5: Tabla con la media del ángulo de versión en los pacientes con artroplastias cementadas según la luxación/no luxación.

2.2.- Tensión de las partes blandas

2.2.1.- Efecto Voss

La relación entre la luxación y el efecto Voss postoperatorio no reveló diferencias estadísticamente significativas ($p=0'128$), aunque se observó con más frecuencia un Voss negativo en los pacientes luxados, tanto en el análisis de toda la muestra como por grupos cementado/no cementado.

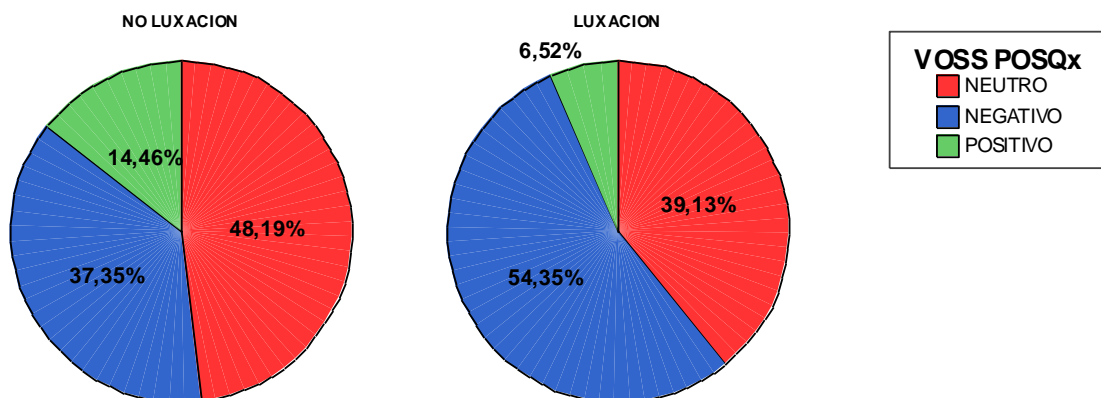


Figura 34: Distribución de la luxación según el efecto Voss postquirúrgico en el total de la muestra.

2.2.2.- Vuelo femoral

El análisis de la luxación frente al vuelo femoral postoperatorio no tuvo diferencias estadísticamente significativas ($p=0'657$) cuando se consideró la muestra en conjunto. Pero al analizarlo por los grupos cementado/no

cementado, se observó significación estadística ($p=0'005$) en el grupo de artroplastias cementadas con un vuelo femoral mayor (59 mm frente a 55 mm) en los pacientes afectados de luxación.

| EXETER-ZWEYMULLER | | LUXACION | N | Media |
|-------------------|--------------------|-------------|----|-------|
| EXETER | OFFSET POSQX EN MM | NO LUXACION | 39 | 55,13 |
| | | LUXACION | 35 | 59,03 |

Tabla 6: Tabla con el vuelo femoral medio en los pacientes con artroplastias cementadas según la luxación/no luxación.

2.2.3.- Longitud del cuello femoral.

Se objetivó con diferencia estadística significativa ($p=0'002$) que la luxación protésica aparecía en aquellos pacientes con mayor longitud del cuello femoral postoperatoriamente. Mientras que la longitud media del cuello femoral de los pacientes no luxados fue de 62'82 mm, la de los pacientes luxados fue de 66'67 mm.

En el análisis por grupos cementado/no cementado, aunque sólo se obtuvieron diferencias significativas en el grupo de artroplastias cementadas ($p=0'002$), en ambos la longitud media del cuello femoral fue mayor en los pacientes que sufrieron la luxación protésica.

| EXETER-ZWEYMULLER | | LUXACION | N | Media |
|-------------------|----------------------------------|-------------|----|-------|
| EXETER | LONG. CUELLO FEMORAL POSQX EN MM | NO LUXACION | 39 | 61,56 |
| | | LUXACION | 35 | 66,11 |
| ZWEYM-SLPLUS | LONG. CUELLO FEMORAL POSQX EN MM | NO LUXACION | 44 | 63,93 |
| | | LUXACION | 11 | 68,45 |

Tabla 7: Tabla con la longitud del cuello femoral media en los pacientes con artroplastias cementadas/no cementadas según la luxación/no luxación.

2.3.- Experiencia del cirujano

La relación entre la experiencia del cirujano y la luxación protésica no mostró diferencias estadísticamente significativas ($p=0'128$) ni en el análisis de toda la muestra, ni por los grupos artroplastia cementada ($p=0'183$)/no

cementada ($p=0'686$). Sin embargo destacó que en el grupo de pacientes luxados el porcentaje de cirujanos con menor experiencia fue mayor (28% vs 17%).

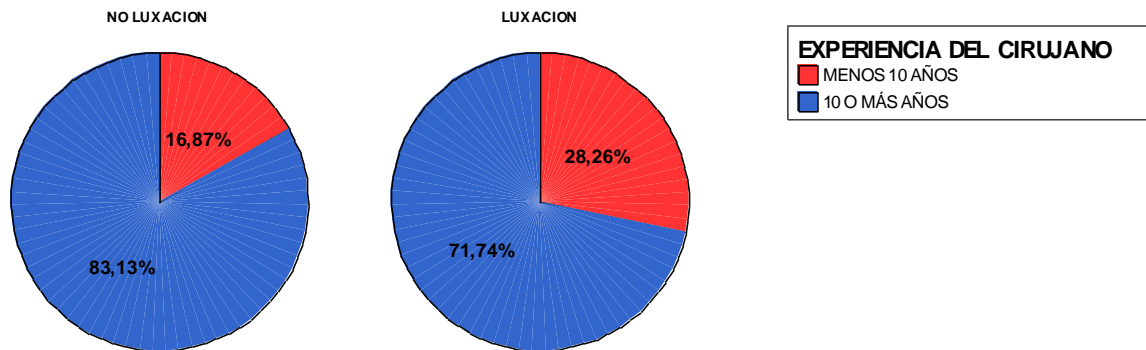


Figura 35: Distribución de la luxación según la experiencia del cirujano en el total de la muestra.

2.4.- Infección

Todas las infecciones ocurridas fueron a priori superficiales, de la herida quirúrgica (8/129). Pero al estudiar la muestra completa, el análisis estadístico reveló diferencias significativas ($p<0'001$) encontrándose todos los pacientes con infección en el grupo que sufrió la luxación protésica.

Datos que se corroboraron al realizar el análisis de la muestra por grupos cementado ($p=0'003$)/no cementado ($p=0'044$).

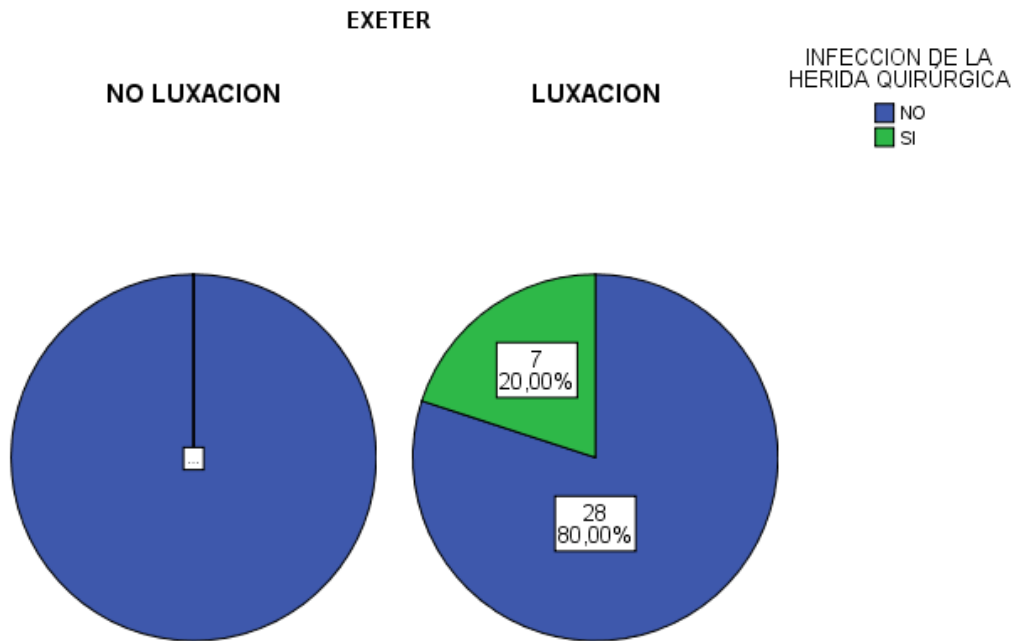


Figura 36: Distribución de la luxación según la presencia de infección en el grupo de artroplastias cementadas.

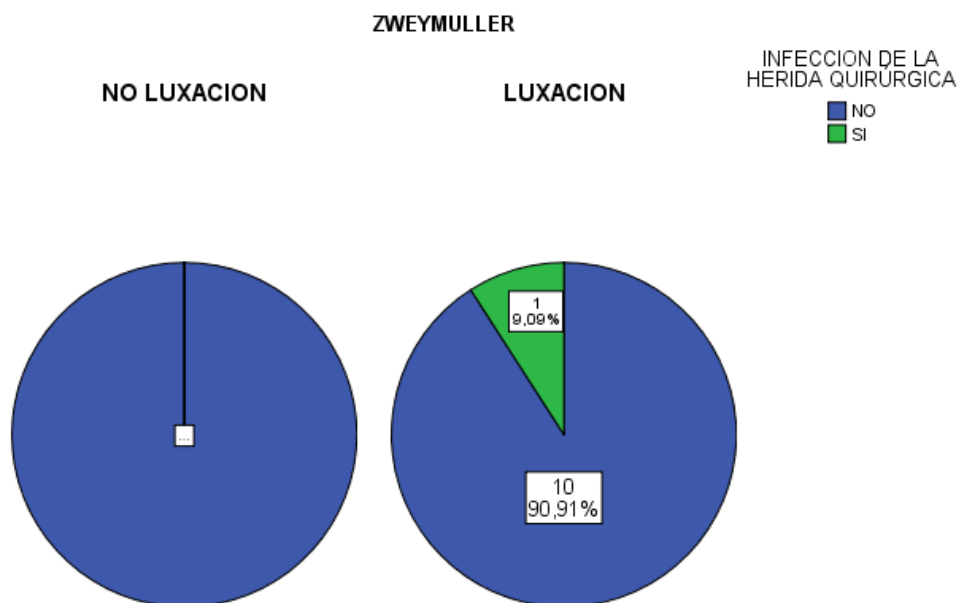


Figura 37: Distribución de la luxación según la presencia de infección en el grupo de artroplastias no cementadas.

3.- Factores relacionados con el diseño del implante

3.1.- Tamaño de la cabeza

La única cabeza de tamaño 32 mm no sufrió luxación.

3.2.- Relación de tamaño cabeza-cuello

No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre la luxación y la relación cabeza-cuello ni al estudiar la muestra completa ($p=0'154$), ni los grupos cementado ($p=0'198$)/no cementado ($p=0'131$).

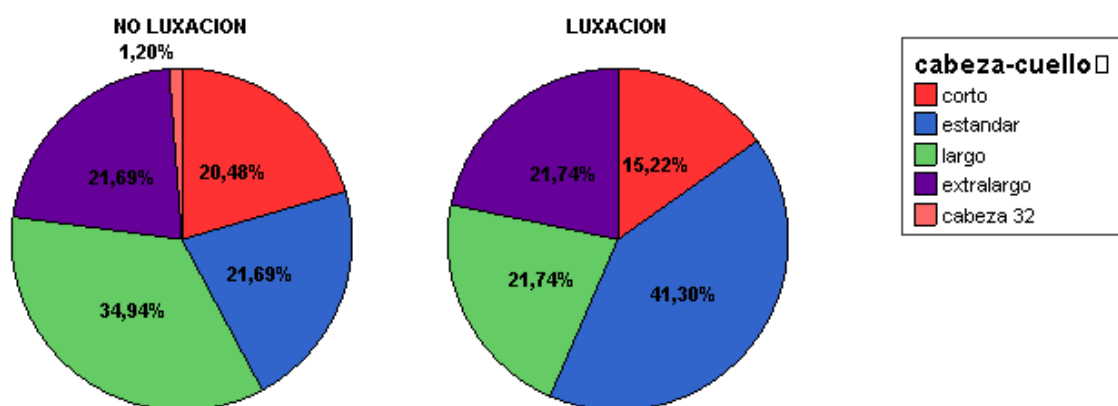


Figura 38: Distribución de la luxación según la relación de tamaño cabeza-cuello en el total de la muestra.

3.3.- Relación de tamaño cabeza-acetábulo

Dado que todas las cabezas eran de 28 mm, salvo una que era de 32 mm, se relacionó la luxación con el tamaño del cotilo.

No se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas ni en el estudio de toda la muestra completa ($p=0'264$), ni por los grupos cementado ($p=0'838$)/no cementado ($p=0'872$) siendo las medias del tamaño del cotilo muy similares en los pacientes luxados y libres de luxación.

| EXETER-ZWEYMULLER | | LUXACION | N | Media |
|-------------------|---------------|-------------|----|-------|
| EXETER | NUMERO COTILO | NO LUXACION | 39 | 46,58 |
| | | LUXACION | 35 | 46,74 |
| ZWEYM-SLPLUS | NUMERO COTILO | NO LUXACION | 44 | 50,32 |
| | | LUXACION | 11 | 50,00 |

Tabla 8: Tabla con el tamaño de cotilo medio en los pacientes con artroplastias cementadas/no cementadas según la luxación/no luxación.

ESTUDIO COMPUTACIONAL

Para cada tamaño de cabeza femoral se simuló la rotación externa e interna en extensión y flexión de 90°, cuantificando el rango máximo de movimiento (ROM) en el que se producía el choque (“impingement”) y posteriormente la luxación, así como el Momento Resistente (RM) para cada uno de estos valores.

Todos estos datos se detallan en las tablas siguientes, agrupados según el tamaño de la cabeza (Tablas 9,10 y 11).

Se observó que cuando la inclinación (α) del cotilo era de 25° independientemente del grado de anteversión (β) se producía el choque entre componentes antes de alcanzar la flexión de 90°, por lo que ya no era necesario realizar las rotaciones. Esto ocurría con cualquier anteversión en la cabeza de 28 mm, sin embargo para la cabeza de 32 mm ya sólo se observaba en anteversión de 0° y 15°, y con la cabeza de 36 mm únicamente en anteversión de 0°.

| D cabeza | 28 | Sin Carga | | | | | | | | | | |
|----------|------------|----------------------|----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|---------|
| | | $\alpha=25, \beta=0$ | $\alpha=40, \beta=0$ | $\alpha=25, \beta=15$ | $\alpha=40, \beta=15$ | $\alpha=25, \beta=15$ | $\alpha=40, \beta=15$ | $\alpha=25, \beta=25$ | $\alpha=40, \beta=25$ | $\alpha=25, \beta=25$ | $\alpha=40, \beta=25$ | |
| Ext. RI | RM Imping | 154,798 | 629,43 | 1692,63 | 262,19 | 377,42 | 187,72 | RM Imping | 123,96 | 83,28 | RM Imping | 123,96 |
| | RM Luxa | 2186,42 | 10755,13 | 1041,56 | 5320,6 | 1041,56 | 5320,6 | RM Luxa | 4472,07 | 5136,28 | RM Luxa | 4472,07 |
| | ROM Imping | 118,8° | 95,4° | 75,6° | 133,2° | 133,2° | 133,2° | ROM Imping | 103,5° | 103,5° | ROM Imping | 103,5° |
| | ROM Luxa | 142,434° | 106,344° | 84,024° | 111,662° | 111,662° | 111,662° | ROM Luxa | 128,66° | 114,22° | ROM Luxa | 128,66° |
| Ext. RE | RM Imping | " | 200,62 | 25,07 | 200,62 | 200,62 | RM Imping | 291,45 | 42,15 | RM Imping | 291,45 | |
| | RM Luxa | " | 3703,97 | 104,4° | 12000,5 | 12000,5 | RM Luxa | 76900 | 20445,5 | RM Luxa | 76900 | |
| | ROM Imping | " | 81,8° | 104,4° | 81,8° | 81,8° | ROM Imping | 54° | 64,3° | ROM Imping | 54° | |
| | ROM Luxa | " | 127,44° | 127,44° | 127,44° | 127,44° | ROM Luxa | 68,35 | 78,7° | ROM Luxa | 68,35 | |
| Flex. RI | FLEXIÓN | 144,34 | 296,63 | 345,86 | 259,54 | 259,54 | FLEXIÓN | 26077 | 31075,6 | RM Imping | 26077 | |
| | RM Imping | 304,29 | 1159,79 | 1458,48 | 37,53 | 37,53 | RM Imping | 45° | 15,78,25 | RM Imping | 45° | |
| | RM Luxa | 1833,37 | 7373,96 | 8057,1 | 4017,08 | 4017,08 | RM Luxa | 35,78° | 35,78° | RM Luxa | 35,78° | |
| | ROM Imping | 131,4° | 102,6° | 84,6° | 117,2° | 117,2° | ROM Imping | 91,8° | 91,8° | ROM Imping | 91,8° | |
| Flex. RE | RM Imping | 152,35° | 109,64° | 91,8° | 147,3° | 147,3° | RM Imping | 113,4° | 113,4° | RM Imping | 113,4° | |
| | RM Luxa | " | 23900,6 | 64238,9 | 110,178° | 110,178° | RM Luxa | 17884,5 | 17884,5 | RM Luxa | 17884,5 | |
| | ROM Imping | 105,25° | 104,4° | 89,33° | 115,2° | 115,2° | ROM Imping | 121,05° | 121,05° | ROM Imping | 121,05° | |
| | ROM Luxa | " | 122,42° | 101,95° | 138,6° | 138,6° | ROM Luxa | 137,34° | 137,34° | ROM Luxa | 137,34° | |

| D cabeza | 32 | Sin Carga | | | | | | | | | |
|----------|------------|----------------------|----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| | | $\alpha=25, \beta=0$ | $\alpha=40, \beta=0$ | $\alpha=25, \beta=15$ | $\alpha=40, \beta=15$ | $\alpha=25, \beta=15$ | $\alpha=40, \beta=15$ | $\alpha=25, \beta=25$ | $\alpha=40, \beta=25$ | $\alpha=25, \beta=25$ | $\alpha=40, \beta=25$ |
| Ext. RI | RM Imping | 304,29 | 1159,79 | 1458,48 | 37,53 | 37,53 | RM Imping | 123,1 | 66,41 | RM Imping | 123,1 |
| | RM Luxa | 1833,37 | 7373,96 | 8057,1 | 4017,08 | 4017,08 | RM Luxa | 2195 | 2195 | RM Luxa | 2195 |
| | ROM Imping | 131,4° | 102,6° | 84,6° | 117,2° | 117,2° | ROM Imping | 96,5° | 96,5° | ROM Imping | 96,5° |
| | ROM Luxa | 152,35° | 109,64° | 91,8° | 147,3° | 147,3° | ROM Luxa | 128,7° | 128,7° | ROM Luxa | 128,7° |
| Ext. RE | RM Imping | " | 200,62 | 25,07 | 200,62 | 200,62 | RM Imping | 539,8 | 2255,7 | RM Imping | 539,8 |
| | RM Luxa | " | 3703,97 | 104,4° | 12000,5 | 12000,5 | RM Luxa | 13564 | 20602 | RM Luxa | 13564 |
| | ROM Imping | " | 81,8° | 104,4° | 81,8° | 81,8° | ROM Imping | 68,85° | 68,85° | ROM Imping | 68,85° |
| | ROM Luxa | " | 127,44° | 127,44° | 127,44° | 127,44° | ROM Luxa | 75,96° | 75,96° | ROM Luxa | 75,96° |
| Flex. RI | FLEXIÓN | 144,34 | 296,63 | 345,86 | 259,54 | 259,54 | FLEXIÓN | 49307,6 | 44467,5 | RM Imping | 49307,6 |
| | RM Imping | 304,29 | 1159,79 | 1458,48 | 37,53 | 37,53 | RM Imping | 30,6° | 30,6° | RM Imping | 30,6° |
| | RM Luxa | 1833,37 | 7373,96 | 8057,1 | 4017,08 | 4017,08 | RM Luxa | 38,92° | 38,92° | RM Luxa | 38,92° |
| | ROM Imping | 131,4° | 102,6° | 84,6° | 117,2° | 117,2° | ROM Imping | 54,09° | 54,09° | ROM Imping | 54,09° |
| Flex. RE | RM Imping | 152,35° | 109,64° | 91,8° | 147,3° | 147,3° | RM Imping | 17119,8 | 16391,8 | RM Imping | 17119,8 |
| | RM Luxa | " | 23900,6 | 64238,9 | 110,178° | 110,178° | RM Luxa | 14889,6 | 14889,6 | RM Luxa | 14889,6 |
| | ROM Imping | 105,25° | 104,4° | 89,33° | 115,2° | 115,2° | ROM Imping | 142,2° | 142,2° | ROM Imping | 142,2° |
| | ROM Luxa | " | 122,42° | 101,95° | 138,6° | 138,6° | ROM Luxa | 151,88° | 151,88° | ROM Luxa | 151,88° |

| D cabeza | 36 | Sin Carga | | | | | | | | | |
|----------|------------|----------------------|----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| | | $\alpha=25, \beta=0$ | $\alpha=40, \beta=0$ | $\alpha=25, \beta=15$ | $\alpha=40, \beta=15$ | $\alpha=25, \beta=15$ | $\alpha=40, \beta=15$ | $\alpha=25, \beta=25$ | $\alpha=40, \beta=25$ | $\alpha=25, \beta=25$ | $\alpha=40, \beta=25$ |
| Ext. RI | RM Imping | 278,25 | 506,79 | 1071,98 | 161,36 | 161,36 | RM Imping | 969 | 401,23 | RM Imping | 969 |
| | RM max | 889 | 5618,45 | 5789,54 | 1739 | 1739 | RM max | 11705 | 719,57 | RM max | 11705 |
| | ROM Imping | 151,2° | 108° | 88,2° | 122,4° | 122,4° | ROM Imping | 41,4° | 129,6° | ROM Imping | 41,4° |
| | ROM Luxa | 360° | 112,32° | 92,93° | 360° | 360° | ROM Luxa | 45,5° | 171,88° | ROM Luxa | 45,5° |
| Ext. RE | RM Imping | " | 200,62 | 25,07 | 200,62 | 200,62 | RM Imping | 11062 | 656,18 | RM Imping | 11062 |
| | RM Luxa | " | 3703,97 | 104,4° | 12000,5 | 12000,5 | RM Luxa | 656,18 | 656,18 | RM Luxa | 656,18 |
| | ROM Imping | " | 81,8° | 104,4° | 81,8° | 81,8° | ROM Imping | 65,93° | 65,93° | ROM Imping | 65,93° |
| | ROM Luxa | " | 127,44° | 127,44° | 127,44° | 127,44° | ROM Luxa | 70,7° | 83° | ROM Luxa | 70,7° |
| Flex. RI | FLEXIÓN | 191,4 | 319,55 | 329,59 | 167,107 | 167,107 | FLEXIÓN | 19147,9 | 24936,1 | RM Imping | 19147,9 |
| | RM Imping | 191,4 | 319,55 | 329,59 | 167,107 | 167,107 | RM Imping | 52,2° | 30,6° | RM Imping | 52,2° |
| | RM Luxa | 18518 | 18,97° | 38,11° | 23,42° | 23,42° | RM Luxa | 36° | 21,78° | RM Luxa | 36° |
| | ROM Imping | 88,2° | 3039,49 | 2530,68 | 186,7° | 186,7° | ROM Imping | 1093,55 | 923,29 | ROM Imping | 1093,55 |
| Flex. RE | RM Imping | 95,5° | 431,33 | 10998,9 | 9506,6 | 9506,6 | RM Imping | 6079,94 | 15504,5 | RM Imping | 6079,94 |
| | RM Luxa | " | 111,6° | 111,6° | 135° | 135° | RM Luxa | 108° | 129,6° | RM Luxa | 108° |
| | ROM Imping | 111,6° | 111,6° | 135° | 135° | 135° | ROM Imping | 134,4° | 134,4° | ROM Imping | 134,4° |
| | ROM Luxa | " | 119,7° | 98,01° | 158,89° | 158,89° | ROM Luxa | 151,11° | 151,11° | ROM Luxa | 151,11° |

Tablas 9,10 y 11: Tablas resumen del análisis computacional agrupadas por tamaño de cabeza.

Además alcanzaba una flexión progresivamente mayor hasta producirse el choque a medida que se aumentaba el diámetro de la cabeza femoral por un lado y la anteversión por otro. Por ejemplo, para la cabeza de 28 mm con una anteversión de 0° el choque se producía a los 79° , con una anteversión de 15° a los 86° y con una anteversión de 25° a los 92° . Manteniendo ahora como constante la anteversión en 0° , para la cabeza de 28 mm se producía el choque a los 79° , para la cabeza de 32 mm a los 85° y para la cabeza de 36 mm a los 88° . Estas relaciones se representan en el gráfico siguiente.

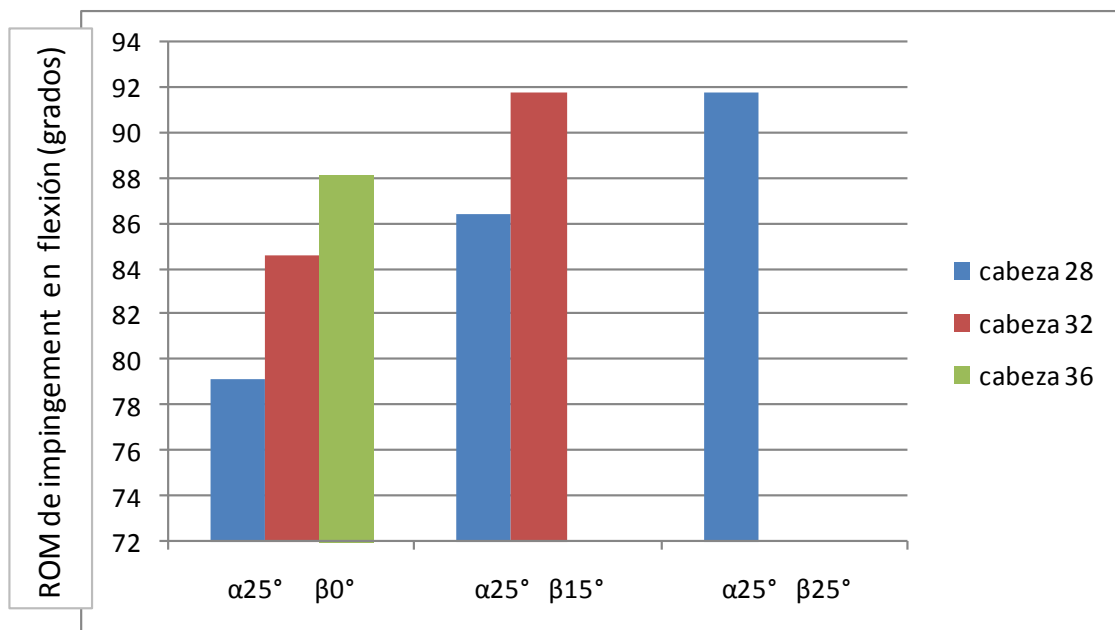


Figura 39: Relación entre el ROM en flexión y el diámetro de la cabeza femoral y la anteversión (β).

El análisis reveló dos posiciones opuestas que favorecían la luxación. Por un lado, cuanto mayor era la inclinación (α) y anteversión (β) mayor era el riesgo de luxación anterior en extensión y rotación externa. Por el contrario, cuanto menor era la inclinación (α) y la anteversión (β) mayor era el riesgo de luxación posterior en flexión y rotación interna.

La cabeza de 28 mm fue la única que presentó una luxación anterior con las características anteriormente descritas, además de la luxación posterior que ocurrió también en las cabezas de 32 mm y 36 mm. Como se ha comentado el ROM de choque y de luxación fue proporcional tanto al grado de inclinación (α) y anteversión (β) del cotilo como al mayor diámetro de la cabeza femoral, siendo menos frecuente la luxación en las cabezas más grandes o lo que es lo

mismo ocurriendo en los grados de rotación más extremos, prácticamente al límite de la capacidad de movimiento de la artroplastía.

Detallando esta afirmación para la cabeza de 28 mm la luxación anterior (movimiento de extensión con rotación externa) sólo apareció con el cotilo en 60° de inclinación (α) (el valor máximo considerado en el modelo) y se produjo a los 60° de rotación externa con una anteversión (β) de 15° y a los 54° con una anteversión (β) de 25°. Es decir, cuanto mayor anteversión menor rango de movilidad alcanzado libre de luxación (Figura 40, mitad inferior del gráfico). Para esta misma cabeza en la luxación posterior (movimiento de flexión con rotación interna) cuanto menor inclinación y anteversión más riesgo de choque-luxación. Por ejemplo, manteniendo fija la anteversión (β) en 0° para una inclinación (α) de 40° el choque se producía con sólo 4° de rotación interna, mientras que con la inclinación (α) de 60° aumentaba hasta 31°. Del mismo modo manteniendo fija la inclinación (α) en 40° el choque se producía a los 4° de rotación interna con una anteversión (β) de 0° y aumentaba a 14° con una anteversión (β) de 15° (Figura 40, mitad superior del gráfico).

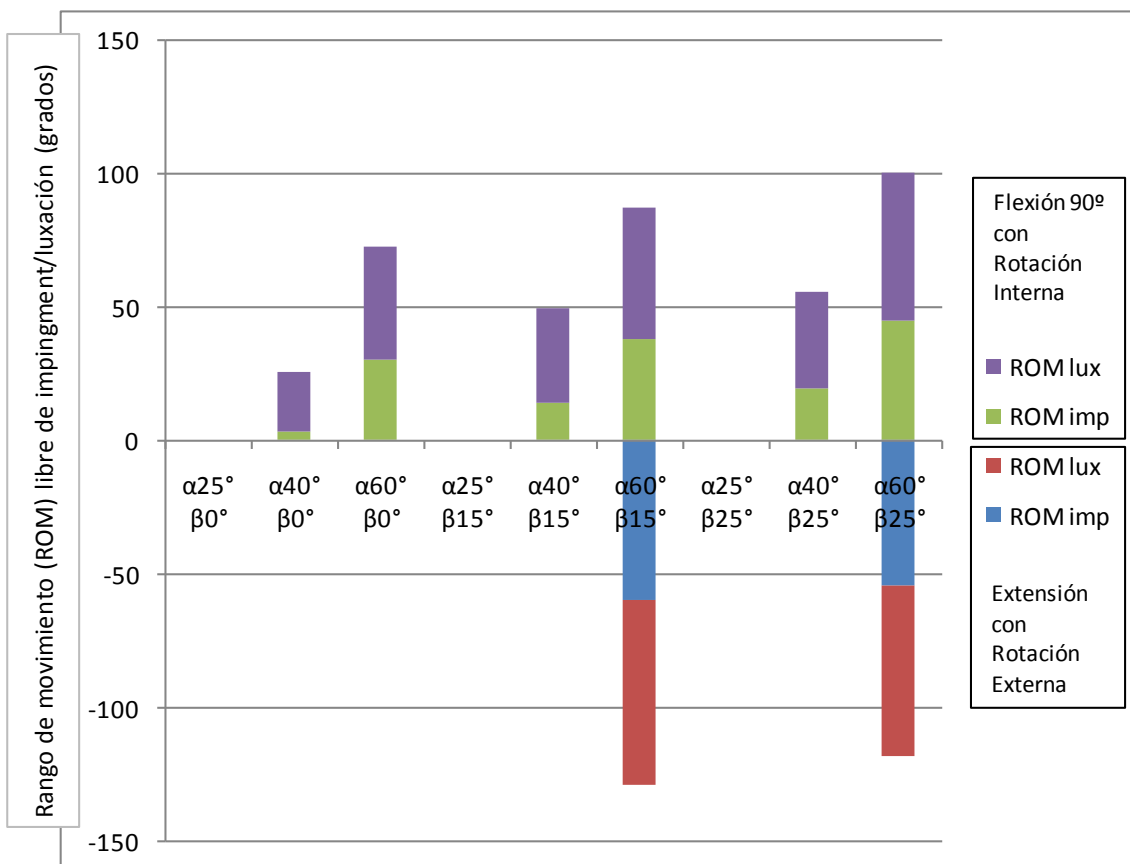


Figura 40: ROM libre de luxación para cabezas de 28 mm.

En relación con la cabeza de 32 mm, como ya se ha mencionado, la luxación sólo fue posterior (movimiento de flexión con rotación interna). Como representa la figura siguiente el ROM libre de luxación fue mayor a medida que aumentaba la inclinación por un lado y la anteversión por otro. Por ejemplo, manteniendo una inclinación (α) estable de 40° el choque se producía a los 9° de rotación interna para una anteversión (β) de 0° y aumentaba a 18° para una anteversión (β) de 15° . Con una anteversión (β) fija de 0° el choque se producía a los 9° de rotación interna para una inclinación (α) de 40° y aumentaba a los 29° para una inclinación (α) de 60° . A su vez estos ángulos fueron mayores que para las mismas inclinaciones y anteversiones en la cabeza de 28 mm. Sirva como ejemplo el caso de inclinación (α) 40° y anteversión (β) 0° , para la cabeza de 28 mm el choque se producía con 4° de rotación interna, mientras que para la cabeza de 32 mm aparecía a los 9° .

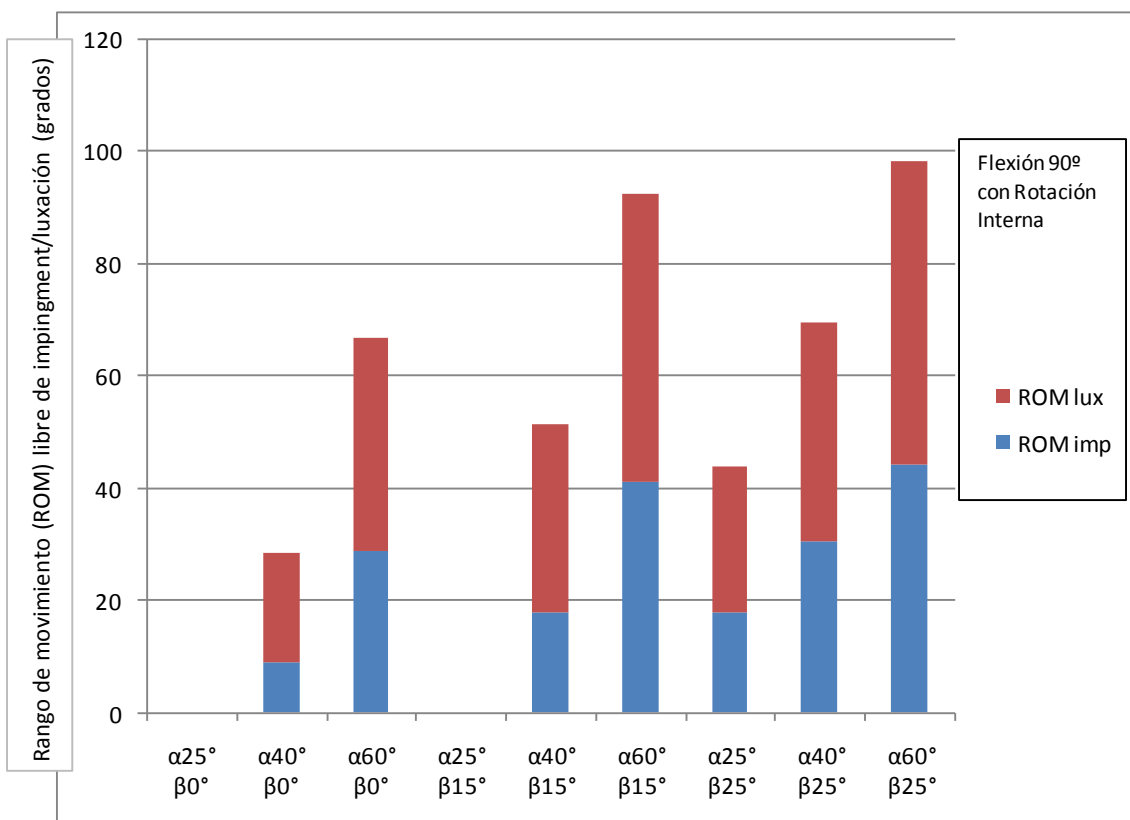


Figura 41: ROM libre de luxación para cabezas de 32 mm.

Los hallazgos con la cabeza de 36 mm fueron idénticos a los de la cabeza de 32 mm, cuanto mayor inclinación y anteversión más ROM libre de luxación como representa la figura 42. Siguiendo con los mismos datos que

han servido de ejemplo en las cabezas anteriores, para una inclinación (α) fija de 40° el choque se producía a los 13° de rotación interna para una anteversión (β) de 0° y aumentaba a los 22° para una anteversión (β) de 15° . Manteniendo ahora fija la anteversión (β) en 0° el choque se producía a los 13° de rotación interna con una inclinación (α) de 40° , que aumentaba a 32° con una inclinación (α) de 60° . Como ocurría en la cabeza de 32 mm con respecto a la de 28 mm, para las mismas inclinaciones/anteversiones el ROM libre de luxación en la cabeza de 36 mm fue mayor que en las dos previas. Continuando con el mismo ejemplo del caso de inclinación (α) 40° y anteversión (β) 0° , para la cabeza de 28 mm el choque se producía con 4° de rotación interna, mientras que para la cabeza de 32 mm aparecía a los 9° y para la cabeza de 36 mm a los 13° .

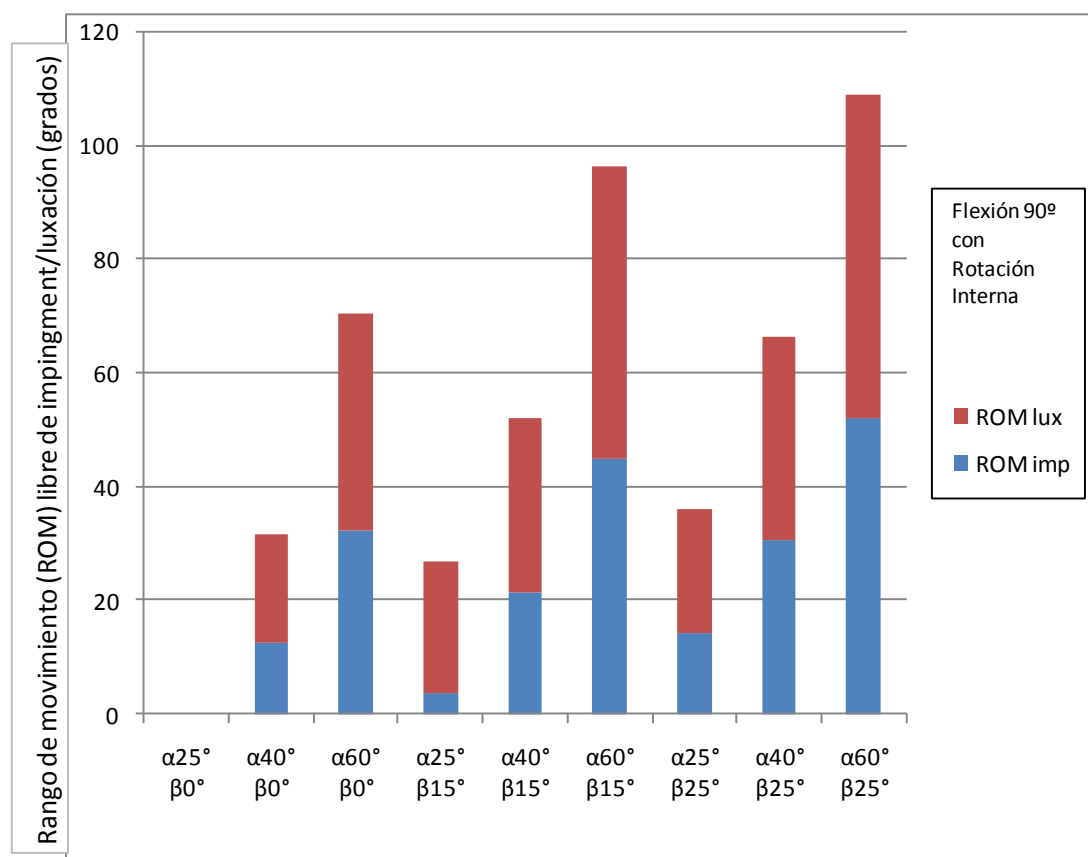


Figura 42: ROM libre de luxación para cabezas de 36 mm.

Las movilizaciones en extensión con rotación interna y flexión con rotación externa no produjeron choques entre componentes dentro de los

ángulos de movimiento fisiológicos de la artroplastía, por lo que no se realizó el análisis de estos datos.

En relación al Momento Resistente (RM) se observó que aumentaba a medida que lo hacía el diámetro de la cabeza femoral si se consideraba la misma posición del cotilo. Esta proporción se puede comprobar en el gráfico siguiente.

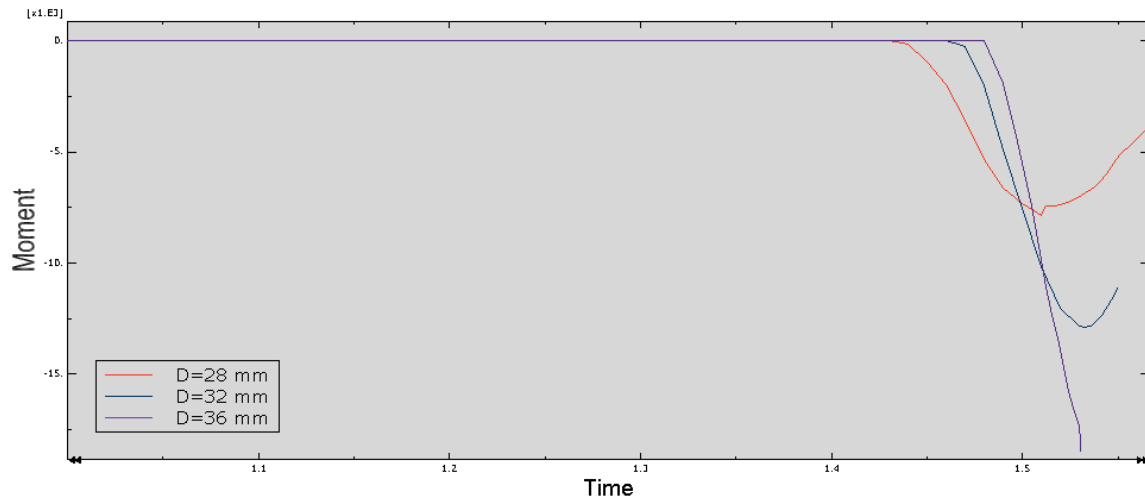


Figura 43: Variación del RM con el ángulo de flexión en los tres tamaños de cabeza para 25° de inclinación y 0° de anteversión.

La misma relación se encontró entre el RM y la anteversión por un lado y el RM y la inclinación por otro. Considerando un solo tamaño de cabeza femoral y manteniendo constante la inclinación y la anteversión respectivamente, el RM y la anteversión/inclinación aumentaban de forma proporcional como muestran las siguientes figuras.

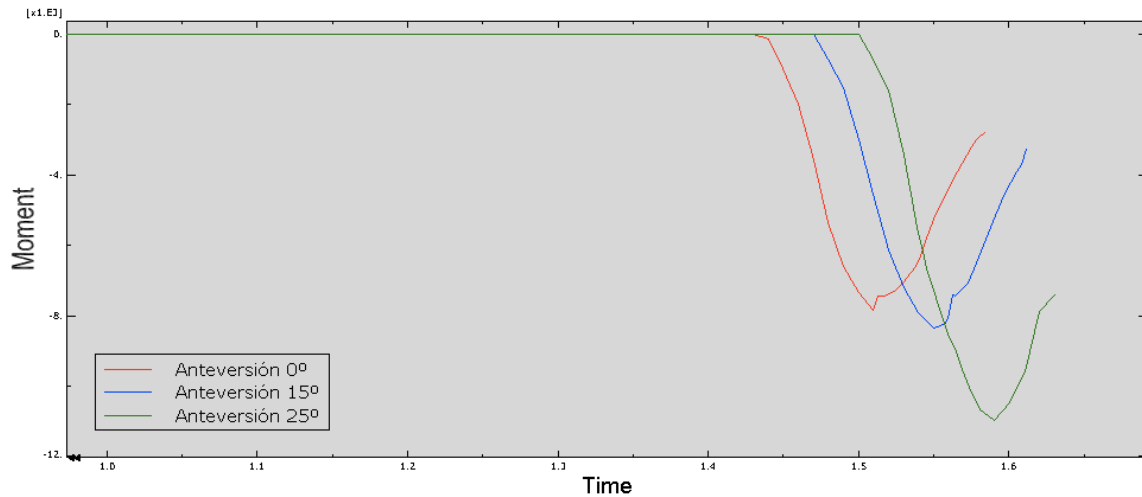


Figura 44: Variación del RM con el ángulo de flexión en la cabeza de 28 mm para 25° de inclinación y 0°, 15° y 25° de anteversión.

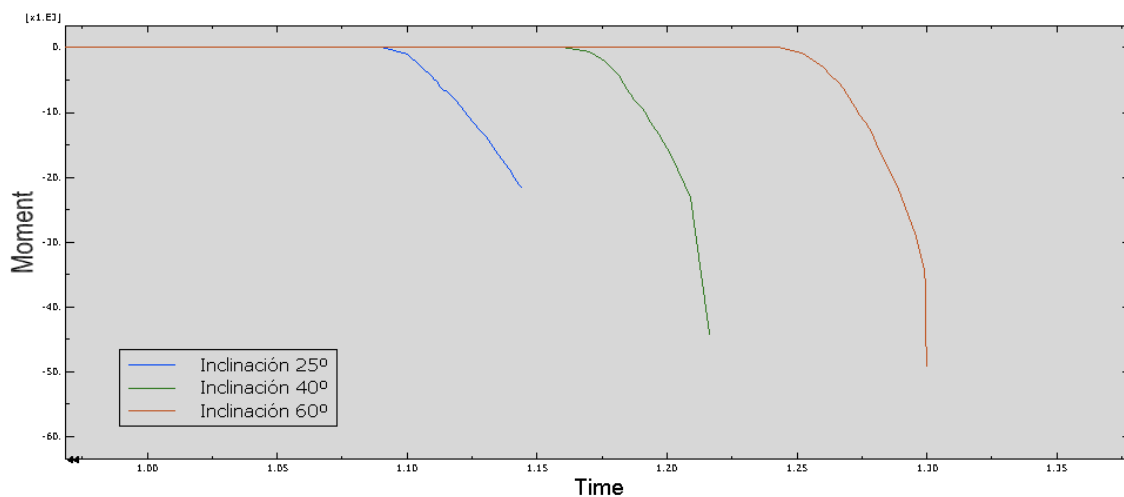


Figura 45: Variación del RM con el ángulo de rotación interna en la cabeza de 32 mm para 25° de anteversión e inclinaciones 25°, 40° y 60°.

En relación con la distribución de tensiones en la superficie del cotilo durante el choque y la luxación se observó que independientemente del tamaño de la cabeza todas las tensiones eran altas en la zona del choque del cuello, sin embargo en la zona de luxación de la cabeza femoral (egress site) eran menores a medida que aumentaba el diámetro de la cabeza. Las figuras siguientes representan estos hallazgos para las cabezas de 28, 32 y 36 mm con un cotilo colocado en inclinación de 40° y una anteversión 15°. Las

tensiones más altas son las representadas en rojo y las más bajas en azul según la leyenda superior izquierda.

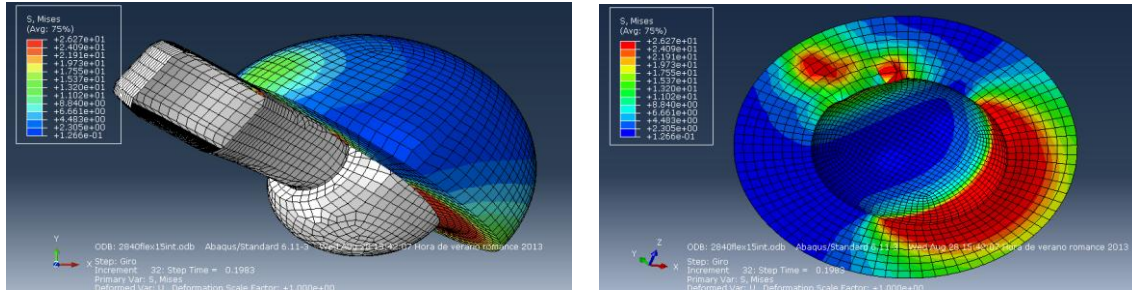


Figura 46: Distribución de tensiones para una cabeza de 28 mm en el momento de la luxación.

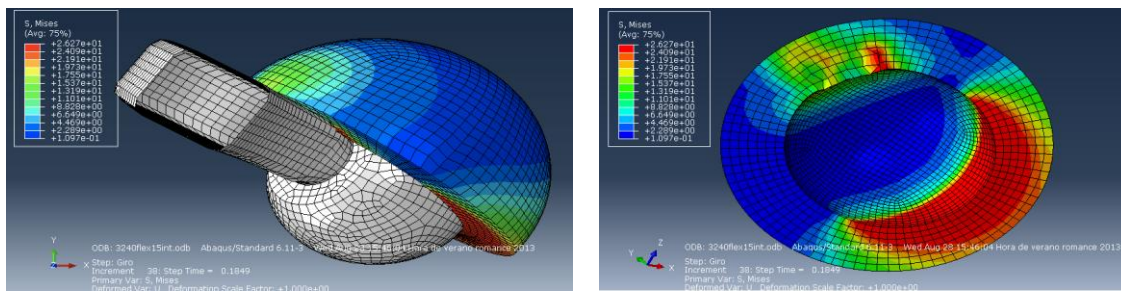


Figura 47: Distribución de tensiones para una cabeza de 32 mm en el momento de la luxación.

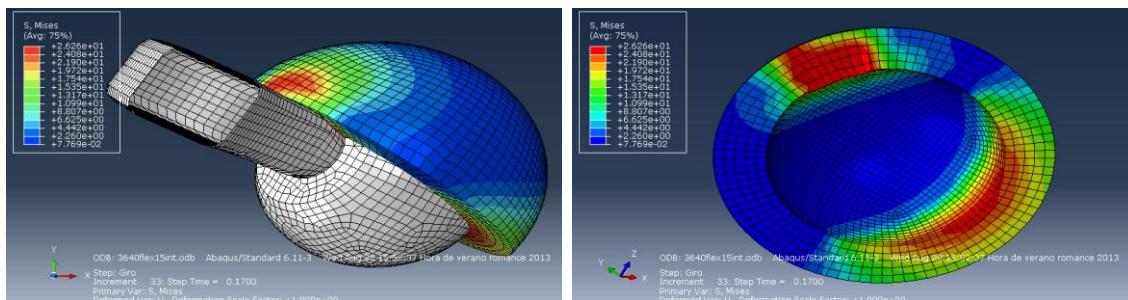


Figura 48: Distribución de tensiones para una cabeza de 36 mm en el momento de la luxación.

DISCUSIÓN

ESTUDIO CLÍNICO

Discusión sobre el tamaño muestral

El número de pacientes incluidos en este estudio ha sido finalmente de 129. Puede parecer una serie corta, pero dado que el trabajo consistía en comparar el grupo de pacientes afectados de luxación, con otro de similares características libre de ella, el tamaño muestral venía dado. 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 (NJRR)⁷², hasta las 75 artroplastias de revisión publicadas por Wera y cols.⁷³ desde su institución en Chicago.

Por otra parte, se ha considerado un largo periodo de tiempo, 17 años (1994-2011), con el fin de que la muestra fuera lo más amplia posible. Aún 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 (α 0'05 y β 0'8 usando una tasa histórica de 1%)⁷⁴. Estos requerimientos hacen que sea muy difícil conseguir trabajos de alta calidad, en este tema.

Discusión sobre la incidencia de luxación protésica

En relación con la incidencia de luxación de la ATC en la muestra fue de 2'07%, siendo 2'62% en el caso de las artroplastias cementadas y 1'24% en el caso de las no cementadas.

Los datos publicados al respecto oscilan entre tasas del 0'5 y 9'2%, tal como se han recogido en alguna revisión⁷⁵. Lo cual nos sitúa en una buena cifra dentro de la literatura.

Estas cifras relativamente bajas son las que hacen difícil y complicado obtener conclusiones claras en los estudios clínicos pues las series siempre son pequeñas.

Respecto a la incidencia de luxación según el modelo protésico cementado o no cementado, nuestros resultados son muy similares a los

publicados por otros autores. En unas series publicadas en nuestro país de ATC cementada de baja fricción⁷⁶ se registró una incidencia de 2'97% (2'62%) y de ATC no cementada⁷⁷ de 2'8% (1'24%).

Nuestros hallazgos y los de estas publicaciones respecto a que la tasa de luxación es menor en el caso de artroplastias no cementadas se oponen a los resultados obtenidos por Conroy JL y cols⁷² que publican una tasa mayor de luxación en los cotilos no cementados frente a los cementados con un riesgo relativo de 1'59, especialmente si el cotilo no cementado se usaba con cabezas femorales de menos de 28 mm de diámetro. Aunque sin datos para apoyar su hipótesis, los autores postulan que la orientación de los cotilos cementados es más precisa debido a que la técnica quirúrgica permite adaptarlos mejor mientras polimeriza el cemento, sin embargo el cotilo no cementado busca su propio ajuste dentro del acetábulo y puede no coincidir con la posición óptima buscada por el cirujano. Probablemente la diferencia observada en nuestra serie se deba a factores no derivados de la técnica quirúrgica, ni del modelo protésico empleado, sino de factores propios del paciente como la edad, los antecedentes y sobre todo de la indicación, ya que las fracturas, en las que es más frecuente la producción de la luxación, estaban casi la totalidad de ellas incluidas dentro del grupo de artroplastias cementadas.

Discusión sobre la frecuencia de luxación precoz o tardía

La luxación fue precoz (<3 meses) en la mayoría de los casos (87%), encontrándose un único caso de luxación tardía (>5 años), perteneciente al grupo de las artroplastias no cementadas y 5 casos de luxaciones en el periodo intermedio.

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. 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^{78,79}.

El primer episodio de luxación ocurre en el 26 % de los casos más allá de los dos años postoperatorios¹⁵, dilatándose este plazo más de 5 años en el 0'8% de los pacientes⁷.

Algunos autores proponen como causa de esa inestabilidad “tardía” el progresivo desgaste del polietileno del núcleo acetabular^{80,81}, 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 tiempo⁸², además de la producción de otros factores que pueden influir como son el deterioro cognitivo, neurológico, etc.

Discusión sobre la relación entre la luxación y el género

Respecto a la relación entre el género y la luxación protésica resultó no significativa en el análisis de la muestra completa, sin embargo, en el grupo de las artroplastias cementadas se constató de forma estadísticamente significativa que la luxación era más frecuente en los hombres a pesar de que en este grupo las mujeres formaban el 78% de la muestra. Sin embargo, en el grupo de las artroplastias no cementadas, pese a estar formado mayoritariamente por hombres (73%), no se observó esta relación. Es posible que la causa que determinó la implantación protésica (fractura/artrosis) u otros factores como la edad, las alteraciones neurológicas estén actuando como sesgo de confusión, debido a que no se pueden estudiar de forma aislada.

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, más intensa y quizás en ocasiones extrema 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 Morrey⁴¹ 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.⁸³ 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.⁸⁴, Woolson y Rahimtoola¹⁷ y Masaoka y cols.¹⁰ 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^{11,16}, y la mayor elasticidad de los tejidos blandos¹².

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 sexos¹⁸.

Discusión sobre la relación entre la luxación y la edad

En este estudio se han encontrado diferencias estadísticamente significativas con mayor edad media (71 años) en el grupo de los pacientes luxados frente a los no luxados (64 años).

Revisando la literatura, existen publicaciones como las de Paterno y cols.⁸⁴, Morrey²⁷ y Masaoka¹⁰ que no encuentran relación entre la edad y la luxación protésica. Por el contrario, Ekelund y cols.⁸⁵ publican que el riesgo de luxación se multiplica por dos en octogenarios. Del mismo modo, Byström y cols.⁸⁶ publican un riesgo de luxación 4'5 veces superior en mayores de 80 años y Berry y cols.¹³ 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, por lo que el grupo de edad en el que se implantan las artroplastias totales es bastante restringido y las conclusiones en cuanto a la influencia de la edad en la luxación son difícilmente significativas.

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 pensar si la edad es un factor de riesgo independiente o un sesgo de confusión.

Como resumen de lo referido en la bibliografía y en nuestra serie, a mayor edad mayor frecuencia de luxación y más en mujeres. A menor edad del paciente menor número de luxaciones y más frecuente en varones.

Discusión sobre la relación entre la luxación y el diagnóstico inicial que determinó la implantación protésica

El análisis de las causas que justificaron la implantación de una ATC y su asociación con la luxación protésica, resultó estadísticamente significativo siendo más frecuente la luxación en las fracturas que en la coxartrosis.

Datos similares han sido publicados en la literatura, con una tasa de luxación en las ATC por fracturas del 14% frente al 4% en artrosis según varios trabajos^{83,87}.

Barrack⁸⁸ demostró que el riesgo de luxación es mayor cuando el diagnóstico inicial es necrosis avascular, fractura o artritis reumatoide. Cabe destacar que en la muestra los 5 pacientes con fractura patológica se luxaron, al igual la única artritis reumatoide. Estos hallazgos coinciden con los ya publicados por Khatod y cols.²¹ y Meek y cols.⁸⁹

Hay dos circunstancias que podrían explicar el mayor riesgo de luxación en el caso de fractura de cadera respecto a la coxartrosis:

- La hipertrofia capsular encontrada en pacientes con coxartrosis podría ser un elemento estabilizador de la cadera y explicaría el menor riesgo de luxación en estos pacientes con respecto a aquellos que carecen de la misma¹².
- El mayor rango de movilidad de la artroplastia en pacientes con fractura de cadera con respecto a aquellos con coxartrosis. Gregory y cols.¹⁹ demostraron que el rango de movilidad de una artroplastia implantada tras una fractura de cadera era mayor que en las implantadas por coxartrosis, sobre todo en flexión y rotación interna, siendo precisamente estos movimientos importantes en el mecanismo de producción de una luxación posterior.

Discusión sobre la relación entre la luxación y la cirugía previa en la cadera protetizada

Aunque no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas la luxación fue más frecuente en el grupo de pacientes que habían recibido cirugía previa en esa cadera antes de la implantación protésica, tanto en el análisis completo de la muestra, como por grupos.

Existen numerosas publicaciones al respecto^{90,91,92} y sitúan la tasa de luxación de las caderas con cirugía previa en el doble de las que no habían sido intervenidas con anterioridad. Probablemente es debido a la laxitud, cicatrización y otras lesiones de las partes blandas ocasionadas con la cirugía previa. Es sabido que la tasa de luxación en los recambios protésicos de cadera es mucho mayor que en la cirugía primaria^{4,5}.

Discusión sobre la relación entre la luxación y la presencia de alteraciones neurológicas-cognitivas/consumo de alcohol

En este estudio la relación entre alteraciones neurológicas/luxación dio diferencias significativas, siendo más frecuente la luxación cuando existía deterioro neurológico. Además todos los pacientes consumidores de alcohol sufrieron una luxación protésica.

Este dato coincide por el apreciado por Woolson y Rahimtoola¹⁷, que publican una incidencia de 12'7% de luxaciones en pacientes con antecedentes de demencia, confusión y/o alcoholismo frente al 3% de pacientes que no tenían historia previa de este tipo de alteraciones. Meek y cols.⁸⁹ corroboran estos datos, pero en relación a los pacientes con enfermedad de Parkinson o con infarto cerebral no encuentran una tasa mayor de luxación. Proponen que los pacientes con infarto cerebral quizás no movilicen la extremidad intervenida lo suficiente como para producirse la luxación protésica y que en los pacientes con Parkinson el tratamiento médico de su enfermedad sea suficiente para controlar el balance neuromuscular evitándose así el riesgo aumentado de luxación.

Discusión sobre la relación entre la luxación y la orientación del cotilo

Aunque parece obvio que la orientación del implante influye en la posibilidad de luxación, existen autores que defienden su nula influencia⁸⁴. Está

claro que no es un factor único, ya que las luxaciones pueden aparecer en artroplastias bien orientadas, pero alguna influencia debe tener.

En su trabajo clásico Lewinnek y cols.³¹ 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%, lo que explica el origen multifactorial de la luxación, porque si la mala orientación de los componentes fuera determinante se produciría la luxación en la mayoría de los casos y no es así. Datos similares fueron encontrados por Biedermann y cols.³² 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”.

En nuestra serie no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en la relación entre luxación y ángulo de abducción del cotilo, sólo se observó que la media del ángulo de abducción en los pacientes luxados fue discretamente menor (38°) que en los pacientes libres de luxación (40°), aunque dentro de esta zona de seguridad.

Uno de los pocos factores de riesgo en los que existe amplio acuerdo en la literatura es la anteversión acetabular, por lo que muchos autores lo consideran el factor predictor más importante para la aparición de luxación, o al menos para la recurrencia⁹².

Nishii y cols.³³ publicaron que 181 caderas libres de luxación tenían una anteversión $\geq 20^\circ$, mientras que las 9 caderas luxadas tenían una anteversión $< 20^\circ$. En nuestro estudio se observó, con diferencias estadísticamente significativas, que la anteversión media de cotilos luxados fue menor ($11'54^\circ \pm 6'05^\circ$) que la de los pacientes libres de luxación ($14'19^\circ \pm 8'61^\circ$), datos pues similares a los anteriores y que coinciden con otras publicaciones como las de Patel y cols.⁹¹ y Masaoka y cols.¹⁰

Discusión sobre la relación entre la luxación y la tensión de partes blandas

La tensión de las partes blandas ha sido meticulosamente evaluada como factor en las luxaciones⁹³. Incluso con los componentes protésicos

colocados de forma adecuada una artroplastia se puede convertir en inestable si la longitud y el vuelo femoral no se restauran.

El efecto Voss, el vuelo femoral y la longitud del cuello femoral son el grupo de variables que en nuestro estudio han valorado la tensión de las partes blandas.

La relación entre la luxación y el efecto Voss postoperatorio no reveló diferencias estadísticamente significativas, aunque se observó con más frecuencia un Voss negativo en los pacientes luxados (punta del trocánter mayor por debajo del centro de la cabeza femoral).

Respecto al vuelo femoral, dentro de las artroplastias cementadas se objetivó que los pacientes afectos de luxación tenían un vuelo femoral mayor, con significación estadística.

Además, se encontraron también diferencias estadísticamente significativas en cuanto a que la luxación protésica aparecía en aquellos pacientes con mayor longitud del cuello femoral postoperatoriamente.

Todos estos datos que relacionan una mayor tensión de las partes blandas con más riesgo de luxación, van a priori en contra del concepto, ampliamente extendido, de que los pacientes con pérdida del vuelo femoral tienen caderas más inestables⁹⁴.

Fackler y Poss⁹⁵ publicaron un artículo en 1980 en el que observaron significación estadística en cuanto a que la disminución del vuelo femoral y el descenso del centro de rotación de la cadera predisponían a un mayor riesgo de luxación protésica. Este concepto ha sido apoyado por muchos autores considerando que la disminución del vuelo femoral supone una reducción de tensión miofascial, compromete la musculatura abductora y facilita el choque del cuello femoral con el cotilo favoreciendo la luxación.

Paterno y cols.⁸⁴ en 1997 realizaron un estudio que contradecía el concepto propuesto por Fackler. En su trabajo el vuelo femoral de los pacientes luxados era ligeramente mayor que en los pacientes libres de luxación (42'2 mm frente a 40'7 mm) y lo mismo le ocurría a la longitud del cuello femoral. Los datos de Paterno y cols. coinciden por tanto, con los encontrados en nuestro

estudio. Esta misma relación entre mayor longitud del cuello femoral y mayor riesgo de luxación fue publicada también por Ameneiro y cols.⁹⁶ en 2005.

Una explicación para el mayor riesgo de luxación cuando se aumenta el vuelo femoral y la longitud del cuello femoral podría estar en el concepto de choque cuello-cotilo. Este se produce más fácilmente cuanto mayor es el diámetro del cuello de la prótesis (que es proporcional al vuelo femoral) o cuanto mayor sea la longitud del mismo. La mayor frecuencia de luxación en pacientes con cuellos largos, vuelo femoral aumentado y Voss negativo podría explicarse no por una atonía muscular, sino por exceso de tensión en los músculos abductores de forma que una posición de flexión produciría un aumento todavía mayor en estos músculos ya tensos que condicionaría la salida de la cabeza femoral y la luxación. Tan malo sería un defecto en la tensión muscular como el exceso de la misma.

Lawton y Morrey³⁹ compararon incidencias de luxación en pacientes a los que se les había implantado una artroplastia con longitud de cuello estándar con aquellos en los que el implante tenía un cuello con una longitud mayor. Encontraron un riesgo relativo de luxación seis veces superior en aquellos implantes con cuello de mayor tamaño, con incidencia de luxación de 10'6% frente al 1'6% en los implantes con longitud de cuello estándar. Esto se debía a que los diseños de las cabezas largas incluían un faldón por lo que la relación entre el diámetro de la cabeza y el cuello (faldón de la cabeza) disminuía produciéndose el choque entre los componentes protésicos con un arco de movimiento menor.

Discusión sobre la relación entre la luxación y la experiencia del cirujano

La relación entre la experiencia del cirujano y la luxación protésica no mostró diferencias estadísticamente significativas en este estudio. Sin embargo destacó que en el grupo de pacientes luxados el porcentaje de cirujanos con menor experiencia fue mayor.

La literatura que apoya que la tasa de luxaciones es inversamente proporcional a la experiencia del cirujano es amplia. En 2001, Katz y cols.⁹⁷ demostraron que 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%.

Posteriormente dos revisiones sistemáticas en el año 2006 y 2007 han confirmado esta misma idea^{98,99}. Este hecho es válido también desde el punto de vista de que la experiencia general adquirida en esta técnica quirúrgica con el paso del tiempo, disminuye la incidencia de esta complicación. Estudios epidemiológicos realizados a partir de los datos del Scottish National Arthroplasty Project 1⁸⁹ y de los pacientes de Medicare¹⁰⁰, han demostrado claramente esa disminución de la incidencia de luxaciones de ATC en muestras poblacionales muy amplias, relativamente cerradas, controlables y seguidas durante mucho tiempo.

Este dato sobre la experiencia del cirujano parte de una premisa que puede ser errónea porque su principio es que el cirujano más experto es quien realiza la cirugía, cosa que no es correcta en los hospitales o servicios acreditados como el nuestro, en el que la cirugía puede realizarla un MIR de últimos años o un especialista joven, pero son ayudados por un cirujano experto en la técnica. Esto explica la falta de significación de nuestros resultados pues hemos tenido en cuenta únicamente el cirujano que realizó la intervención sin considerar la experiencia del primer ayudante.

Discusión sobre la relación entre la luxación y la infección

En este trabajo, todas las infecciones ocurridas fueron a priori superficiales, de la herida quirúrgica (8/129), que evolucionaron de forma satisfactoria con tratamiento antibiótico sin necesidad de cirugía. Pero el análisis estadístico reveló diferencias significativas encontrándose todos los pacientes con infección en el grupo que sufrió la luxación protésica.

La duda que surge ante tal hallazgo es sí realmente esas infecciones consideradas como superficiales no lo eran tanto, y se trataba en realidad de infecciones profundas con acúmulo de líquido periprotésico que llegaron a ser solucionadas gracias a la buena respuesta al tratamiento antibiótico que permitió la desaparición de la colección intra-articular. De no haber sido así, la colección articular podría haber producido un aumento de la presión

hidrostática capaz de distraer la articulación haciéndola más vulnerable a la luxación.

Discusión sobre la relación entre la luxación y el diseño del implante

Respecto a los factores relacionados con el diseño del implante estudiados en este trabajo fueron el tamaño de la cabeza femoral, la relación cabeza-cuello y la relación cabeza-cotilo.

Todas las cabezas femorales fueron de 28 mm, salvo en un paciente que fue de 32 mm por decisión del cirujano y no sufrió luxación protésica.

La relación cabeza-cuello (corto, estándar, largo, extralargo) y cabeza-cotilo no demostraron diferencias estadísticamente significativas en relación con la luxación.

Con nuestros datos no se ha podido llegar a conclusiones respecto al diseño del implante debido al tamaño homogéneo de las cabezas. Sin embargo en la literatura encontramos autores como Amlie y cols.¹⁰¹ 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 Noruego⁸⁶ 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.

Respecto a la relación cabeza-cuello ya se ha comentado a lo largo de esta discusión que el aumento del tamaño del cuello femoral puede ser causante del choque cuello-cotilo favoreciendo la luxación protésica. Efectivamente, en un estudio del 2001, un cuello de sección circular ancho multiplicaba por tres el número de luxaciones con respecto a un diseño con un cuello de sección trapezoidal estrecho¹⁰². El choque, mecanismo de base en la producción de la luxación, acaece más tardíamente a un mayor grado de flexión, cuanto mayor es la relación diámetro de la cabeza/sección del cuello. Si se mantiene constante esa relación, el momento resistivo a la luxación es mayor para cabezas de 32 mm¹⁰³. Esto explicaría las diferencias en la tasa de luxación utilizando una cabeza de diámetro idéntico en todos los casos, para diferentes modelos de vástago¹⁶.

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 de la ATC¹⁰⁴. En el estudio experimental de Bartz y cols.¹⁰⁵ 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. Por esta razón es más frecuente la luxación en cabezas largas en determinados modelos protésicos en los que las cabezas largas llevan un faldón de mucho mayor diámetro que el cuello protésico lo que determina un choque intrínseco con menor arco de movimiento como ya hemos comentado con anterioridad.

En lo que se refiere al diámetro externo del componente acetabular ya hay un trabajo clásico de 1998 poniendo de relieve que las ATC con un componente cotiloideo de diámetro exterior igual o mayor a 62 mm sufrían el triple de luxaciones que aquellas con un cotilo de diámetro exterior igual o menor a 60 mm⁴⁰. Otro estudio más reciente, de 2011, valida esta idea ya que muestra como para un par articular de 28 mm, el riesgo de luxación utilizando cotilos de diámetro exterior igual o mayor a 56 mm es significativamente más elevado, el doble, que si ese diámetro exterior es menor de esos 56 mm¹⁰⁶. En este estudio el tamaño del cotilo era muy similar en los pacientes luxados y libres de luxación además de no alcanzar valores tan altos como en estas publicaciones. Se encontró un tamaño medio de 46 mm para las artroplastias cementadas y un tamaño medio de 50 mm para las no cementadas lo cual nos ha impedido obtener nuestras propias conclusiones al respecto, o concluir que en nuestra serie el tamaño del implante cotiloideo no influye en la producción de la luxación.

ESTUDIO COMPUTACIONAL

Discusión sobre la relación entre la luxación y la orientación del cotilo según la modelización con finitos

El hallazgo de la aparición del choque entre componentes antes de alcanzar la flexión de 90° cuando la inclinación y anteversión del cotilo son pequeñas tiene gran importancia. La colocación del cotilo con una inclinación pequeña, es decir, horizontalizado es poco frecuente, sin embargo no ocurre lo mismo con la anteversión, especialmente si la cirugía se realiza mediante un abordaje posterior. Para una cabeza de 28 mm con inclinación de 25° y con 0° de anteversión el choque se producirá a los 79,2° lo cual es un valor muy limitante en cuanto a la funcionalidad de esa cadera, que no podrá siquiera adquirir una posición próxima a la sedestación.

Con respecto a las dos posiciones opuestas que se revelaron como favorecedoras de la luxación son muy acordes con las publicaciones y con los hallazgos encontrados en la parte clínica del estudio. Como se ha expuesto con anterioridad, por un lado, cuanto mayor era la inclinación y anteversión, mayor era el riesgo de luxación anterior en extensión y rotación externa. Estos mismos hallazgos fueron publicados por Scifert y cols³⁷, que consideraban que el aumento de la anteversión y la inclinación mejoraban la estabilidad protésica en cuanto a la luxación posterior, aunque predisponían a la luxación anterior y al desgaste. En un estudio más reciente Kluess y cols⁷⁰ hacen esta misma afirmación tras la simulación mediante elementos finitos de una artroplastia total de cadera. Por el contrario, cuanto menor era la inclinación y la anteversión mayor era el riesgo de luxación posterior en flexión y rotación interna. En la parte clínica del estudio se observó que la media del ángulo de inclinación (abducción) en los pacientes luxados fue discretamente menor (38°) que en los pacientes libres de luxación (40°), aunque sin diferencias estadísticamente significativas. No ocurrió lo mismo con la anteversión, ya que las diferencias sí fueron significativas observándose una versión media menor (11,54°) en los pacientes luxados que en los libres de luxación (14,19°). En la parte clínica de la discusión ya se ha hecho hincapié en el acuerdo generalizado que existe en la bibliografía sobre considerar la anteversión como el factor predictor más importante para la aparición de luxación^{33,91,92}. Hallazgo

que es corroborado también por Kluess y cols⁷⁰ en su modelización con elementos finitos antes mencionada.

Estos hallazgos nos llevan a intentar establecer un área de seguridad libre de luxación según la posición del cotilo como ya propuso Lewinnek y cols³¹. Esta zona comprende una angulación de $40^{\circ} \pm 10^{\circ}$ y una anteversión de $15^{\circ} \pm 10^{\circ}$. Según nuestra simulación el cotilo debería estar situado en una inclinación de entre 40° - 60° y una anteversión de 15° - 25° . Estos valores son muy similares a los propuestos por Kluess y cols⁷⁰, que recomiendan una inclinación de 45° y una anteversión de 15° - 30° , o a los propuestos por Pedersen y cols⁷¹ que proponen que como mínimo la inclinación sea de 40° y la anteversión de 10° . Parece que a medida que se profundiza en el estudio de la inestabilidad de la artroplastia total de cadera adquiere más importancia la anteversión, recomendándose valores cada vez más altos que no desciendan de 10° - 15° .

Discusión sobre la relación entre la luxación y el ROM de choque

Como ya se ha expuesto en los resultados, el ROM de “impingement” (choque) y de luxación fue proporcional tanto al grado de inclinación y anteversión del cotilo como al mayor diámetro de la cabeza femoral, siendo menos frecuente la luxación en las cabezas más grandes o lo que es lo mismo ocurriendo en los grados de rotación más extremos, prácticamente al límite de la capacidad de movimiento de la artroplastia.

En relación con el diámetro de la cabeza existen muchas publicaciones que apoyan la mayor estabilidad de las cabezas grandes^{23,86,101}. A este respecto cabe destacar la publicación de Scifert y cols³⁷ con elementos finitos que concluyen que el mecanismo de luxación de las cabezas pequeñas se produce por choque entre el cuello protésico y el reborde acetabular, mientras que en las cabezas de mayor diámetro el mecanismo de luxación es por choque entre el trocánter femoral y el techo óseo del acetábulo. Dado que en nuestra simulación mediante elementos finitos no se han modelado los relieves óseos no podemos debatir esta idea, aunque sin embargo podemos afirmar que el choque entre cuello y cotilo se produce aún en cabezas de mayor diámetro dentro de los ángulos habituales de movimiento de la artroplastia, eso sí a mayor rango de movimiento, es decir tienen mayor ROM libre de luxación,

por consiguiente más estabilidad. Clínicamente el choque entre estructuras óseas se produce en cuellos cortos con Voss positivo, lo que hace tomar con reparos la afirmación de Scifert, cuyo choque no se debería al tamaño de la cabeza sino a lo antes mencionado.

Discusión sobre la relación entre la luxación y el MR

La importancia del mayor diámetro de la cabeza femoral para la estabilidad protésica también se observa al analizar el Momento Resistente (RM), que como se ha expuesto con anterioridad, aumentaba a medida que lo hacía el diámetro de la cabeza femoral. Un MR alto implica más estabilidad, más resistencia a la luxación. Estos hallazgos coinciden fielmente con los publicados por otros autores^{70,103}.

Del mismo modo que aumenta el RM a medida que lo hace el tamaño de la cabeza femoral, se encontró esta misma relación entre el RM y la anteversión por un lado y el RM y la inclinación por otro. Considerando un solo tamaño de cabeza femoral y manteniendo constante la inclinación y la anteversión respectivamente, el RM y la anteversión/inclinación aumentaban de forma proporcional. Este hallazgo no hace más que consolidar la idea que se exponía con anterioridad respecto a la mayor estabilidad protésica con ángulos de inclinación y anteversión más altos. Nuestra simulación con elementos finitos y la de Kluess y cols⁷⁰ han llegado a la misma conclusión al respecto.

La relación encontrada entre el RM y el diámetro de la cabeza, inclinación y anteversión hace pensar que el RM puede ser un parámetro útil para valorar la estabilidad de la artroplastia cuando se realizan estudios con simulación mediante elementos finitos.

Discusión sobre la relación entre la luxación y la distribución de tensiones en el cotilo

Respecto a la distribución de tensiones en la superficie del cotilo durante el choque y la luxación se observó que independientemente del tamaño de la cabeza todas las tensiones eran altas en la zona del choque del cuello, sin embargo en la zona de luxación de la cabeza femoral (“egress site”) eran menores a medida que aumentaba el diámetro de la cabeza. Estos hallazgos sugieren que las cabezas de mayor tamaño pueden ocasionar menor desgaste

del polietileno, factor que ya se ha comentado con anterioridad que va asociado a inestabilidad por la mayor penetración de la cabeza femoral en el componente acetabular favoreciendo el choque del cuello protésico y por la formación de granulomas a partir de las partículas de polietileno que condicionarán el aflojamiento e incluso la migración del componente acetabular⁷. Sin embargo, Wang y cols¹⁰⁷ publicaron que las cabezas femorales grandes generan mayor desgaste del polietileno que las cabezas pequeñas, al menos cuando se asocian a insertos convencionales de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMW-PE). Por el contrario, la baja tasa de desgaste de los nuevos polietilenos altamente entrecruzados en combinación con cabezas de gran tamaño los convierte en una opción muy prometedora¹⁰⁸. En los pares de bajo desgaste como el metal-metal y la cerámica-cerámica, el uso experimental de cabezas femorales grandes se prefiere por las bajas tensiones de contacto que condicionan menor riesgo de fracaso mecánico y menor rotura de las cabezas de cerámica. Este hecho experimental no se corrobora con la clínica en el par metal-metal ya que por problemas de fabricación de las grandes cabezas se produce un mayor desgaste con liberación de gran cantidad de partículas de cromo y cobalto que llevan al fracaso del implante, hecho por el cual las artroplastias de recubrimiento se encuentran muy debatidas habiéndose retirado del mercado varios modelos.

DATOS RELEVANTES DE LA DISCUSIÓN

1.- Factores relacionados con el paciente:

Pese a que estos factores vienen determinados por el paciente y no se puede actuar sobre ellos para disminuir la frecuencia de luxación protésica nuestro estudio pone de manifiesto que son fundamentales en la aparición de esta complicación.

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 ello supone mayor riesgo de luxación protésica.

Del mismo modo, si la causa que determinó la implantación protésica fue una fractura y no coxartrosis la luxación protésica aumenta su incidencia.

Por tanto, cuando nos encontremos ante un paciente añoso, con deterioro cognitivo, consumidor de alcohol y que presente una fractura subcapital de cadera tras una caída casual, estaremos ante el candidato perfecto para que sufra una luxación protésica.

2.- Factores relacionados con la técnica quirúrgica:

Uno de los factores más importantes que está en manos del cirujano para reducir el riesgo de luxación protésica es la posición del cotilo y especialmente la anteversión. Los hallazgos clínicos y computacionales nos llevan a establecer como área de seguridad libre de luxación una inclinación de entre 40° - 60° y una anteversión de 15° - 25° . Poniendo especial atención en que la anteversión no descienda de 10° - 15° .

Por otra parte se debe intentar restaurar la tensión de las partes blandas (longitud del cuello femoral, vuelo femoral, efecto Voss) pero sin que sea excesiva ya que se ha observado que es igual o más importante como factor predictivo de inestabilidad cuando está en defecto o en exceso.

Del mismo modo, un cirujano con mayor experiencia logrará una artroplastia más estable.

3.- Factores relacionados con el diseño del implante:

El factor encontrado como más importante en cuanto al diseño del implante ha sido el tamaño de la cabeza femoral. 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.

CONCLUSIONES

En este estudio clínico y computacional sobre la inestabilidad de la artroplastia total de cadera llegamos a las siguientes conclusiones:

1.- La relativamente baja incidencia de luxación protésica, así como el origen multifactorial de esta temida complicación lo convierten en un tema complicado y poco apetecible para su investigación, con grandes dificultades para llegar a conclusiones.

2.- La edad avanzada, el deterioro cognitivo y la fractura son los principales factores favorecedores de la luxación protésica.

3.- La implantación del cotilo con una anteversión menor de 10° - 15° es el factor de técnica quirúrgica más importante para la aparición de luxación protésica.

4.- La metodología con elementos finitos permite estudiar la estabilidad de la artroplastia total de cadera, siendo especialmente útil la valoración del Momento Resistente.

5.- El área de seguridad libre de luxación comprende una posición de cotilo con una inclinación de entre 40° - 60° y una anteversión de 15° - 25° .

6.- Restaurar la tensión de las partes blandas es determinante para lograr una artroplastia estable, tanto el defecto como el exceso de tensión predispondrán a la luxación.

7.- Las cabezas de mayor tamaño son más estables, siempre que se mantengan las proporciones adecuadas con respecto al tamaño del cuello y del cotilo.

8.- Aún sin obtenerse diferencias estadísticamente significativas, la mayor experiencia del cirujano supone un riesgo progresivamente menor de luxación protésica.

APÉNDICE

CONFLICTO DE INTERESES

El autor y directores de este trabajo no recibieron ninguna financiación externa o donaciones como apoyo a su investigación, o para la preparación de este trabajo. Tampoco recibieron pagos u otros beneficios de una entidad comercial.

AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar mi más sincera gratitud a todas aquellas personas que de manera directa o indirecta han hecho posible que este trabajo se haya llevado a cabo.

De forma especial quiero dar las gracias:

A mis padres, Guillermo y Paquita, por todos los esfuerzos realizados para que yo llegara siempre a cumplir mis metas. Ejemplos de superación y constancia.

A mi marido, Ignacio, por estar a mi lado en todo momento brindándome el apoyo necesario sin necesidad de pedirlo.

A mis directores de Tesis, Jorge y Belén, por ser el estímulo permanente para continuar, mejorar y concluir este arduo trabajo. Ejemplos de buen hacer.

A M^a Ángeles Pérez y M^a Paz Quilez, Ingenieras del I3A, por su desinteresado y entusiasta apoyo en la realización del trabajo computacional de esta tesis. Gracias por hacerme descubrir el interesante mundo de los elementos finitos.

A mis compañeros de residencia y al Servicio de Traumatología del HCU Lozano Blesa en general por haberme formado como Traumatóloga y como persona.

BIBLIOGRAFÍA

- 1.- Dewal H, Maurer SL, Tsai P, Su E, Hiebert R, Di Cesare PE. Efficacy of abduction bracing in the management of total hip arthroplasty dislocation. *J Arthroplasty*. 2004; 19:733-738.
- 2.- 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.
- 3.- Hedlunch U, Ahnfelt L, Hybbinette CH, Wallinder L, Weckstrom J, Fredin H. Dislocations and the femoral head size in primary total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1996; 333: 226-233.
- 4.- Homesley HD, Minnich JM, Parvizi J, Hozack WJ. Total hip arthroplasty revision: a decade of change. *Am J Orthop*. 2004; 33: 338-392.
- 5.- Padgett DE, Warashina H. The unstable total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res*. 2004; 420:72-79.
- 6.- Daly PJ, Morrey BF. Operative correction of an unstable total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 1992; 74: 1334-1343.
- 7.- Von Knoch M, Berry DJ, Harmsen WS, Morrey BF. Late dislocation after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2002; 84: 1949-1953.
- 8.- 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.
- 9.- Robbins GM, Masri BA, Garbuz DS, Greidanus N, Duncan CP. Treatment of hip instability. *Orthop Clin North Am*. 2001;32:593-610.
- 10.- Masaoka T y cols. Study of hip joint dislocation after total hip arthroplasty. *Int. Orthop*. 2005;13:1-5.
- 11.- Yuan LJ, Shih CH. Dislocation after total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1999;119:263-266.
- 12.- Sanchez-Sotelo J, Berry DJ. Epidemiology of instability after total hip replacement. *Orthop Clin North Am*. 2001;32(4):543-552.

-
- 13.- 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.
- 14.- Orozco F, Hozack WJ. Late dislocations after cementless total hip arthroplasty resulting from polyethylene wear. *J Arthroplasty.* 2000;15(8):1059-1063.
- 15.- Callaghan JJ y cols. Prevention of dislocation after hip arthroplasty: lessons from long-term follow up. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;393:157-162.
- 16.- Turner RS. Postoperative total hip prosthetic femoral head dislocations: incidence, prevention and treatment. *Clin Orthop Relat Res.* 1994;301:196-204.
- 17.- Woolson ST, Rahimtoola ZO. Risk factors for dislocation during the first 3 months after primary total hip replacement. *J Arthroplasty.* 1999;14:662-668.
- 18.- Alberton GM, High WA, Morrey BF. Dislocation after revision total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2002; 84:1788-1792.
- 19.- 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;73:11-2.
- 20.- 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.
- 21.- 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.
- 22.- 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.
- 23.- Berry DJ, Von Knoch M, Schleck CD, Harmsen WS. Effect of femoral head diameter and operative approach on risk of dislocation after primary total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87:2456-2463.

-
- 24.- 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.
- 25.- 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.
- 26.- 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.
- 27.- Morrey BF. Instability after total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am.* 1992; 23:237-247.
- 28.- 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.
- 29.- 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.
- 30.- Murray DW. The definition and measurement of acetabular orientation. *J Bone Joint Surg Br.* 1993;75:228-232.
- 31.- Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocation after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am.* 1978;60:217-220.
- 32.- 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.
- 33.- Nishii T, Sugano N, Miki H, Koyama T, Takao M, Yoshikawa H. Influence of component positions on dislocation: computed tomographic evaluations in a consecutive series of total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2004;19:162-166.

-
- 34.- 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.
- 35.- White RE, Forness TJ, Allman JK, Junick DW. Effect of posterior capsular repair on early dislocation in primary total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res*. 2001;393:163-167.
- 36.- McAuley JP, Ridgeway SR. Preoperative planning to prevent dislocation of the hip. *Orthop Clin North Am*. 2001;32:579-586.
- 37.- Scifert CF, Noble PC, Brown TD, Bartz RL, Kadakia N, Sugano N, Johnston RC, Pedersen DR, Callaghan JJ. Experimental and computational simulation of total hip arthroplasty dislocation. *Orthop Clin North Am*. 2001;32:553-567.
- 38.- 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.
- 39.- Lawton RL, Morrey BF. Dislocation after long-necked total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2004;422:164-166.
- 40.- 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.
- 41.- Woo RY, Morrey BF. Dislocations after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 1982;64:1295-1306.
- 42.- Phillips CB, Barrett JA, Losina E, Mahomed NN, Lingard EA y cols. Incidence rates of dislocation, pulmonary embolism, and deep infection during the first six months after elective total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2003; 85: 20-26.
- 43.- Dewal H, Maurer SL, Tsai P, Su E, Hiebert R, Di Cesare PE. Efficacy of abduction bracing in the management of total hip arthroplasty dislocation. *J Arthroplasty*. 2004;19:733-738.

- 44.- Clohisy JC, Calvert G, Tull F, McDonald D, Maloney WJ. Reason for revision hip surgery: A retrospective review. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;429:188-192.
- 45.- 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.
- 46.- Olerud S, Karlström G. Recurrent dislocation after total hip replacement. Treatment by fixing an additional sector to the acetabular component. *J Bone Joint Surg Br.* 1985;67:402-405.
- 47.- Charlwood AP, Thompson NW, Thompson NS, Beverland DE, Nixon JR. Recurrent hip arthroplasty dislocation. Good outcome after cup augmentation in 20 patients followed for 2 years. *Acta Orthop Scand.* 2002;73:502-505.
- 48.- Callaghan JJ; O'Rourke MR, Goetz DD, Lewallen DG, Johnston RC, y cols. Use of a constrained tripolar acetabular liner to treat intraoperative instability and postoperative dislocation after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;84:399-403.
- 49.- 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.
- 50.- 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.
- 51.- Shapiro GS, Weiland DE, Markel DC, Padgett DE, Sculco TP, Pellicci PM. The use of constrained acetabular component for recurrent dislocation. *J Arthroplasty.* 2003;18:250-258.
- 52.- 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.

-
- 53.- Lavigne MJF, Sanchez AA, Coutts RD. Recurrent dislocation after total hip arthroplasty: treatment with an Achilles tendon allograft. *J Arthroplasty*. 2001; 16:13-18.
- 54.- Mc Gann WA, Welch RB. Treatment of the unstable total hip arthroplasty using modularity, soft tissue and allograft reconstruction. *J Arthroplasty*. 2001;16:19-23.
- 55.- 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.
- 56.- Barbosa JK, Khan AM, Andrew JG. Treatment of recurrent dislocation of total hip arthroplasty using a ligament prosthesis. *J Arthroplasty*. 2004;19: 318-321.
- 57.- Beck M, Leunig M, Ellis T, Ganz R. Advancement of the vastus lateralis muscle for the treatment of hip abductor discontinuity. *J Arthroplasty*. 2004;19:476-480.
- 58.- Guyen O, Chen QS, Bejui-Hugues J, Berry DJ, An KN. Unconstrained tripolar hip implants: effect on hip stability. *Clin Orthop Relat Res*. 2007;455:202-208.
- 59.- Dorr LD, Wan Z. Causes of and Treatment Protocol for instability of total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res*. 1998; 355: 144-152.
- 60.- Huiskes R, Chao EY. A survey of finite element analysis in orthopaedic biomechanics; the first decade. *J Biomech*. 1983;16:385-409.
- 61.- Bathe K-J. *Finite Element Procedures*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall; 1996.
- 62.- Merz B, Niederer P, Müller R, Rügsegger P. Automated Finite Element Analysis of Excised Human Femora Based on Precisio-QCT. *J Biomech Eng*. 1996;118:387-390.
- 63.- Scifert, CF. A finite element investigation into the biomechanics of total artificial hip dislocation. Thesis, University of Iowa, Iowa City. 1999.
- 64.- Nadzadi, ME. Formulation advancements for finite element investigation of dislocation of total hip arthroplasty. Thesis, University of Iowa, Iowa City. 2001.

-
- 65.- Franklin J, Robertsson O, Gestsson J, Lohmander LS, Ingvarsson T. Revision and complication rates in 654 Exeter total hip replacements, with a maximum follow-up of 20 years. *BMC Musculoskelet Disord.* 2003;25:4-6.
- 66.- Albareda J, Lasierra JM, Seral F. El cotilo roscado en la artroplastia total de cadera no cementada. Estudio a 5 años. *Cadera.* 1995; 2: 11-130.
- 67.- Pradhan R. Planar anteversion of the acetabular cup as determined from plain anteroposterior radiographs. *J Bone Joint Surg Br.* 1999; 81: 431-435.
- 68.- Gowitzke BA, Milner M. *Scientific Bases of Human Movement.* 3rd ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1988.
- 69.- Norikin CC, White DJ. *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry.* Philadelphia: FA Davis Co; 1985.
- 70.- Klues D, Martin H, Mittelmeier W, Schmitz KP, Bader R. Influence of femoral head size on impingement, dislocation and stress distribution in total hip replacement. *Med Eng Phys.* 2007;29:465-471.
- 71.- Pedersen DR, Callaghan JJ, Brown TD. Activity-dependence of the “safe zone” for impingement versus dislocation avoidance. *Med Eng Phys.* 2005;27:323-328.
- 72.- Conroy JL, Whitehouse SL, Graves SE, Pratt NL, Ryan P, Crawford RW. Risk factors for revision for early dislocation in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2008;23:867-872.
- 73.- 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;27:710-705.
- 74.- Peak EL, Parvizi J, Ciminiello M, Purtill JJ, Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH. 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.
- 75.- Blom AW, Rogers M, Taylor AH, Pattison G, Whitehouse S, Bannister GC. Dislocation following total hip replacement: the Avon Orthopaedic Centre experience. *Ann R Coll Surg Engl.* 2008;90:658-662.
- 76.- García-Cimbrelo E, Munuera L. Dislocation in low-friction arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1992;7:149-155.

-
- 77.- 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.
- 78.- Fricka KB, Marshall A, Paprosky WG. Constrained liners in revision total hip arthroplasty: an overuse syndrome: in the affirmative. *J Arthroplasty.* 2006;21:121-125.
- 79.- 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.
- 80.- Parvizi J, Wade FA, Rapuri V, Springer BD, Berry DJ, Hozack WJ. Revision hip arthroplasty for late instability secondary to polyethylene wear. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;447:66-69.
- 81.- Pulido L, Restrepo C, Parvizi J. Late instability following total hip arthroplasty. *Clin Med Res.* 2007;5:139-142.
- 82.- Fernández-Fairen M, Hernández-Vaquero D, Murcia-Mazón A, Querales-Leal V, Torres-Pérez AI y cols. 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.
- 83.- 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.
- 84.- 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.
- 85.- Ekelund A, Rydell N, Nilsson Os. Total hip arthroplasty in patients 80 years of age and older. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;281:101-106.
- 86.- 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.
- 87.- Meek RMD, Allan DB, McPhillips G, Kerr L, Howie CR. Late dislocation after total hip arthroplasty. *Clin Med Res.* 2008;6:17-23.

-
- 88.- Barrack RL. Modularity of prosthetic implants. *J Am Acad Orthop Surg.* 1994;2:16-25.
- 89.- 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.
- 90.- Bourne RB, Mehin R. The dislocating hip: what to do, what to do. *J Arthroplasty.* 2004;19:111-114.
- 91.- Patel PD, Potts A, Froimson MI. The dislocating hip arthroplasty: prevention and treatment. *J Arthroplasty.* 2007;22:86-90.
- 92.- Parvizi J, Kim KI, Goldberg G, Mallo G, Hozack WJ. Recurrent instability after total hip arthroplasty: beware of subtle component malpositioning. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;447:60-65.
- 93.- Soong M, Rubash HE, Macaulay W. Dislocation after total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg.* 2004;12:314-321.
- 94.- D'Angelo F, Murena L, Zatti G, Cherubino P. The unstable total hip replacement. *Indian J Orthop.* 2008;42:252-259.
- 95.- Fackler CD, Poss R. Dislocation in total hip arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res.* 1980;151:169-178.
- 96.- Ameneiro-Romero L, Louzao-Mosquera P, Souto-Rey V, Garea-Loureiro A, Miranda-Blanco JM y cols. Factores de riesgo y tratamiento de las luxaciones de prótesis de cadera: nuestra experiencia. *Acta Orthop Gallega.* 2005;1:66-70.
- 97.- Katz JN, Losina E, Barrett J, Phillips CB, Mahomed NN y cols. 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;83:1622-1629.
- 98.- Battaglia TC, Mulhall KJ, Brown TE, Saleh KJ. Increased surgical volume is associated with lower THA dislocation rates. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;447:28-33.
- 99.- Shervin N, Rubash HE, Katz JN. Orthopaedic procedure volume and patient outcomes. A systematic literature review. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;457:35-41.
- 100.- Malkani AL, Ong KL, Lau E, Kurtz SM, Justice BJ, Manley MT. Early- and late-term dislocation risk after primary total hip arthroplasty in the Medicare population. *J Arthroplasty.* 2010;25:21-25.

- 101.- 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.
- 102.- Barrack RL, Butler RA, Laster DR, Andrews P. Stem design and dislocation after revision total hip arthroplasty. Clinical results and computer modeling. *J Arthroplasty.* 2001;16:8-12.
- 103.- Scifert CE, Brown TD, Pedersen DR, Callaghan JJ. A finite element analysis of factors influencing total hip dislocation. *Clin Orthop Relat Res.* 1998;335:152-162.
- 104.- Noble PC. Biomechanics of dislocation after total hip replacement. *Current Opinion in Orthopaedics.* 2001;12:79-84.
- 105.- 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.
- 106.- Peter R, Lübbecke A, Stern R, Hoffmeyer P. Cup size and risk of dislocation after primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2011;26:1305-1309.
- 107.- Wang A, Essner A, Klein R. Effect of contact stress on friction and wear of ultra-high molecular weight polyethylene in total hip replacement. *Proc Inst Mech Eng H.* 2001;215:133-139.
- 108.- Muratoglu OK, Bragdon CR, O'Connor D, Jasty M, Harris WH. A highly cross-linked, melted ultra-high molecular weight polyethylene: expanded potential for total hip arthroplasty. In: Rieker C, Oberholzer S, Wyss U, editors. *World Tribology Forum in Arthroplasty.* Bern: Hans Huber;2001.p.245-262.