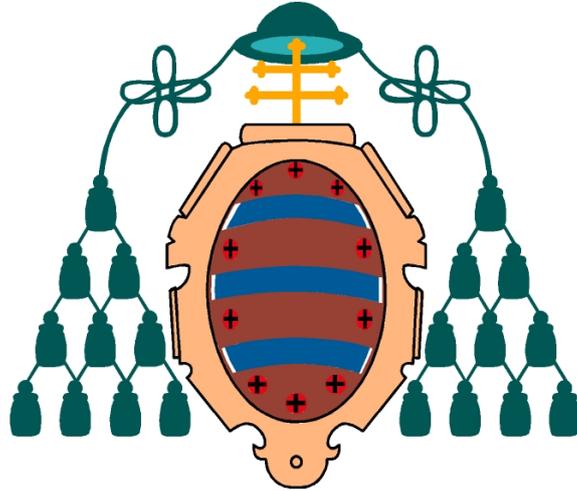


UNIVERSIDAD DE OVIEDO



Departamento de
Morfología y Biología Celular

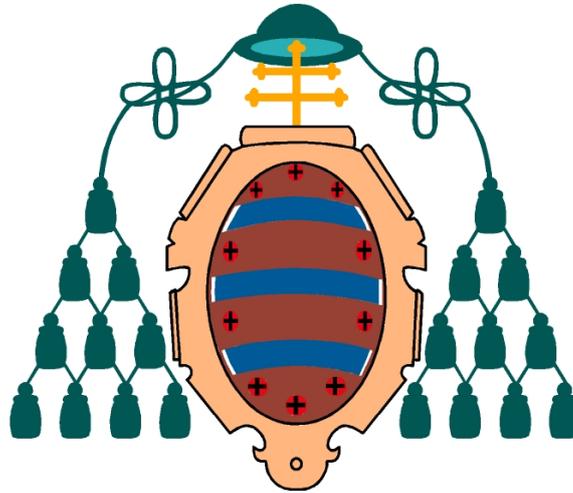
**Variables clínico-radiológicas y patrón de
progresión en la osteolisis periprotésica tras
artroplastia total de cadera. Estudio con
resonancia magnética.**

Iván Pérez Coto

Autor

Tesis doctoral

UNIVERSIDAD DE OVIEDO



Departamento de
Morfología y Biología Celular

Tesis doctoral

**Variables clínico-radiológicas y patrón de
progresión en la osteolisis periprotésica tras
artroplastia total de cadera. Estudio con
resonancia magnética.**

Iván Pérez Coto

Autor

Tesis doctoral



RESUMEN DEL CONTENIDO DE TESIS DOCTORAL

1.- Título de la Tesis Doctoral	
Español Variables clínico-radiológicas y patrón de progresión en la osteolisis periprotésica tras artroplastia totales de cadera. Estudio con resonancia magnética.	Inglés: Clinical and radiological variables and pattern of progression in periprosthetic osteolysis after total hip replacement . A MRI study.
2.- Autor	
Nombre: Iván Pérez Coto	DNI
Programa de Doctorado: Investigación en Cirugía	
Organo responsable: Dpto. Morfología y Biología celular	

RESUMEN (en español)

<p>A medida que los problemas de inestabilidad y de aflojamiento aséptico de los implantes se van corrigiendo gracias al avance de la técnica quirúrgica y a la mejora de los materiales, la osteolisis periprotésica permanece como la mayor complicación en la evolución a largo plazo de las artroplastias totales de cadera. En esta tesis doctoral se pretende profundizar en el conocimiento de su diagnóstico y de las posibilidades de progresión mediante un estudio clínico, radiográfico y con resonancia magnética. A partir de un grupo de pacientes que llevan implantada una artroplastia de cadera del mismo diseño, y aplicando estrictos criterios de inclusión y exclusión se han analizado 86 casos (alguno de ellos bilateral) con una evolución media superior a los 13 años. Se ha completado un cuestionario clínico y radiográfico y se ha realizado un estudio con resonancia magnética en cada caso para estudiar las características, localización y patrón de crecimiento de las lesiones osteolíticas. Posteriormente, tras relacionar la información obtenida con esta técnica y una serie de variables clínicas y radiológicas (como el desgaste de polietileno) se intentó describir los factores que influyen en un mayor grado de osteolisis. Los resultados del estudio nos permiten confirmar que la osteolisis se desarrolla siguiendo predominantemente un patrón de crecimiento continuo y periférico, siguiendo el concepto de "espacio articular efectivo" y que su desarrollo se encuentra influenciado positivamente por algunos factores como el desgaste del polietileno, la actividad física o la inadecuada orientación de los componentes protésicos.</p>
--

RESUMEN (en Inglés)

<p>As the problems of instability and aseptic loosening of the implants are corrected thanks to advances in surgical technique and improved materials, periprosthetic osteolysis remains the major complication in the long term evolution of total hip replacements. This study aims to deepen the knowledge of their diagnosis and progression by clinical, radiographic and MRI study. From a group of patients who have been implanted the same model of arthroplasty, and applying strict inclusion and exclusion criteria, we analyzed 86 cases (some of them bilateral) with an average evolution over 13 years. We made a clinical and radiographic questionnaire and performed a study with magnetic resonance in each case to study the nature, location and growth pattern of osteolytic lesions. Subsequently, following relate the information obtained with this technique and a number of clinical and radiological variables (such as polyethylene wear) we tried to understand the factors influencing osteolysis. The study allow us to confirm that osteolysis predominantly develops following a pattern of continuous and peripheral growth, following the concept of "effective joint space" and that their development is positively influenced by some factors such as polyethylene wear, physical activity or improper orientation of the prosthetic components.</p>

Para mi madre, por su amor infinito y su paciencia interminable

Agradecimientos

A mis padres, sin ellos no sería quien soy.

A mi pareja, que ya sabe de esta Tesis tanto como yo.

A mi jefe de servicio, el Prof. Hernández Vaquero, por su inestimable guía en el mundo de la investigación.

A mi viejo amigo, el Dr. Suárez Vázquez, por introducirme en el tema de esta Tesis y cederme desinteresadamente mucho del trabajo en el que empleó su tiempo.

A mi compañero, el Dr. José Manuel Fernández Carreira, por su necesaria contribución en el trasfondo estadístico de este trabajo.

A mis compañeros residentes y facultativos, por ser los mejores consejeros, a la vez apoyo y estímulo, en mi trabajo diario.

A la compañía DePuy Synthes © (Johnson & Johnson©) por su apoyo económico para la realización de esta Tesis a través de una ayuda a la investigación, conseguida en concurso público y competitivo.

En resumen, a todas las personas que en algún momento me han ayudado y han confiado en mí, mi más sincero agradecimiento.

Índice de abreviaturas

AAOS: American Academy of Orthopaedic Surgeons

AIMS: Arthritis Impact Measurements Scales

AINEs: Antiinflamatorios no esteroideos.

AOA: Australian Orthopaedic Association.

ATC: artroplastia total de cadera

CJRR: Canadian Joint Replacement Register.

DO: densitometría ósea

DS: desviación estándar.

DI: desviación típica

EAE: espacio articular efectivo.

HA: hidroxapatita

HHS: Harris hip score.

HMWPE: polietileno de alto peso molecular.

HSA: Hospital San Agustín.

HXLPE: polietilenos altamente entrecruzados.

IMC: índice de masa corporal.

NACF: necrosis avascular cabeza femoral.

NHP: Nottingham Health Profile.

NJJ: National Joint Replacement Register.

NJR: National Joint Register.

OMS: Organización Mundial de la Salud.

PA: posteroanterior

PACs: Picture Archiving and communication system.

PE: polietileno.

PGWBS: Psychological General Well-Being Schedule

RSA: análisis radioesterométrico.

RX: radiografía simple.

RM: resonancia magnética.

SF: Medical Outcomes Survey Short-Form

SHAR: Swedish Hip Arthroplasty Register.

SIP: Sickness Impact Profile

SECOT: Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología

SICOT: Société Internationale de Chirurgie Orthopédique et de Traumatologie

SYSADOAs: fármacos sintomáticos de acción lenta en el tratamiento de la artrosis.

TC: tomografía computarizada

UHMWPE: polietileno de ultra alto peso molecular.

WHOQOL: World Health Organization Quality of Life Instrument

WOMAC: Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index

Índice

1. Introducción.....	1
1.1. La artroplastia total de cadera.....	2
1.1.1. Tratamiento quirúrgico de la coxartrosis.....	2
1.1.2. Antecedentes históricos.....	4
1.1.3. Estado actual de la técnica.....	6
1.1.4. Resultados a largo plazo.....	8
1.1.4.1. Métodos de valoración de resultados.....	8
1.1.4.2. Revisión de resultados.....	10
1.1.5. Causas de fracaso a largo plazo.....	12
1.1.5.1. Defectos técnicos y de fijación del implante.....	12
1.1.5.2. Desgaste del polietileno.....	13
1.1.5.2.1. Características técnicas del polietileno.....	13
1.1.5.2.2. Medición del desgaste del polietileno.....	15
1.1.5.2.3. Factores relacionados con el desgaste del polietileno.....	17
1.1.5.2.4. Relación entre el desgaste del polietileno y la osteolisis periprotésica.....	20
1.2. Osteolisis periprotésica.....	20
1.2.1. Concepto.....	20
1.2.2. Epidemiología.....	21
1.2.3. Etiopatogenia.....	22
1.2.4. Diagnóstico.....	23
1.2.4.1. Radiografía simple.....	26
1.2.4.2. Tomografía axial computarizada.....	27
1.3. Diagnóstico de la osteolisis basado en resonancia magnética.....	28
1.3.1. La resonancia magnética en la valoración de la cadera dolorosa.....	28
1.3.2. Validez de la resonancia magnética en la osteolisis.....	30
1.3.2.1. Superioridad respecto a otros métodos.....	30
1.3.2.2. Limitaciones técnicas.....	32
1.4. Historia natural de la osteolisis. Estudio con resonancia magnética.....	34
1.4.1. Progresión temporal y localización geográfica de las lesiones.....	34
1.4.2. Patrones de crecimiento y concepto de espacio articular efectivo.....	37
1.4.3 Factores influyentes sobre la progresión y patrones de crecimiento.....	40
1.4.3.1. Variables dependientes del paciente.....	41
1.4.3.3. Variables dependientes del implante y de la técnica quirúrgica.....	43
1.5. Justificación del estudio.....	47
2. Objetivos.....	50
3. Material y método.....	53
3.1. Características del estudio.....	54

3.1.1. Tipo de estudio	54
3.1.2. Población del estudio	54
3.1.3. Criterios de inclusión y exclusión	54
3.1.4. Características de la muestra del estudio	57
3.2. Características del implante y técnica quirúrgica empleados	62
3.2.1. Cúpula acetabular	63
3.2.2. Vástago femoral	65
3.2.3. Par de fricción	65
3.2.4. Técnica quirúrgica	66
3.3. Recogida de datos y documentación del estudio	69
3.3.1. Documentación clínica	71
3.3.2. Documentación radiográfica	77
3.4. Determinación y método de cálculo de las variables a estudio	78
3.4.1. Determinación de variables clínicas	79
3.4.2. Técnica de imagen y cálculo de las variables radiológicas	82
3.4.2.1. Radiografía simple	82
3.4.2.1.1. Técnica radiográfica y tratado de la imagen	82
3.4.2.1.2. Cálculo de referencias y variables radiológicas	86
3.4.2.1.3. Desgaste de polietileno	89
3.4.2.2. Tomografía axial computarizada	96
3.4.2.2.1. Técnica de tomografía axial computarizada y tratado de la imagen	97
3.4.2.2.2. Versión acetabular	98
3.4.2.3. Resonancia magnética	99
3.4.2.3.1. Técnica de resonancia magnética y tratado de la imagen	99
3.4.2.3.2. Osteolisis	102
3.4.2.4. Concordancia	109
3.5. Análisis estadístico de las variables recogidas	111
4. Resultados	113
4.1. Resultado del análisis de las variables a estudio	114
4.1.1. Variables clínicas	114
4.1.2. Variables radiológicas	134
4.1.2.1. Radiografía simple	134
4.1.2.2. Tomografía axial computarizada	140
4.1.2.3. Resonancia magnética	142
4.1.3. Concordancia	153
4.2. Resultado del análisis estadístico	154
4.2.1. Correlación entre variables	155
4.2.2. Regresión lineal	162
4.2.3. Comparación de medias	167
5. Discusión	170
5.1. Valoración de la evolución a largo plazo de la serie a estudio	171
5.1.1. Valoración de las variables clínicas	171

5.1.2. Valoración de las variables radiológicas	200
5.2. Valoración de las características de la osteolisis mediante resonancia magnética.....	221
5.2.2. Valoración de la concordancia	245
5.3. Valoración de la influencia de variables sobre la osteolisis y sobre su patrón de crecimiento	247
5.4. Limitaciones del estudio	258
5.5. Futuras líneas de investigación	262
6. Conclusiones	264
Bibliografía.....	267
Índice de figuras.....	293
Índice de tablas	303

1. Introducción

1.1. La artroplastia total de cadera

1.1.1. Tratamiento de la artrosis de cadera

Existe un elevado número de artropatías que pueden afectar a la articulación de la cadera. Pueden ser de carácter agudo o crónico, y tratarse de enfermedades de naturaleza inflamatoria, como la artritis reumatoide, o de origen infeccioso, como la artritis séptica. En cualquier caso, el estadio final común a muchas de ellas es la destrucción del cartílago articular y la pérdida de función de la articulación. La artrosis de cadera o coxartrosis es, con mucho, la artropatía que más frecuentemente afecta a dicha articulación y la más importante desde el punto de vista socio-económico (1).

La importancia de la coxartrosis viene dada por su elevada prevalencia, que puede oscilar entre el 0,9% y el 27% de la población adulta, dependiendo de la serie, de la edad de los pacientes o de los criterios diagnósticos radiológicos empleados (2). Tradicionalmente, la artrosis de cadera se ha clasificado como primaria (de causa desconocida, debida a alteraciones en el cartílago, etc.) o secundaria (postraumática, alteraciones congénitas, procesos infecciosos, etc.). Hoy en día, dentro del grupo de artrosis primaria, se ha incorporado el concepto del pinzamiento femoroacetabular como entidad precursora de la artrosis en sí misma. Según esta teoría, el compromiso de espacio en cualquiera de los dos tipos de pinzamiento existentes (cam o pincer) somete al cartílago a un estrés físico susceptible de causar una alteración irreversible (3). Una vez iniciadas las alteraciones estructurales y químicas en el cartílago, algunos factores como la edad, el sexo, el índice de masa corporal (IMC), la actividad física, el trabajo de carga prolongado o el tratamiento con ciertos fármacos esteroideos, parecen influir sobre la progresión de la enfermedad (4). Aunque la artrosis es una enfermedad de desarrollo lento, con el paso de los años se produce la alteración del cartílago articular, el remodelado y esclerosis del hueso subcondral, la aparición de quistes y osteofitos y la sinovitis crónica, originando dolor y limitación funcional que impiden al paciente el desempeño de una actividad normal y que

exigen un tratamiento eficaz por parte del reumatólogo y, en última instancia, por el cirujano ortopédico (figura 1).

Figura 1. Radiografía simple (RX) posteroanterior (PA) de una cadera derecha con importante artrosis.



Dicho tratamiento tiene como objetivos aliviar el dolor, mejorar la función y evitar la progresión de la enfermedad. No existe evidencia de que tratamientos no farmacológicos y no quirúrgicos, tales como ejercicios específicos, programas dietéticos o productos de parafarmacia, permitan alcanzar estos objetivos, por lo que el tratamiento debe llevarse a un nivel superior (5). El tratamiento farmacológico incluye un amplio abanico de productos analgésicos. Desde el paracetamol, recomendado en fases iniciales, hasta peldaños superiores de la escala analgésica de la Organización Mundial de la Salud (OMS). Los antiinflamatorios no esteroideos (AINEs) constituyen asimismo una parte importante del abordaje terapéutico no quirúrgico para muchos autores y sus efectos a corto plazo en la mejora funcional y el alivio del dolor están demostrados, especialmente si se combinan con analgésicos no opioides. Otras opciones como los fármacos denominados de acción lenta en el tratamiento de la artrosis o SYSADOAs (condroitín sulfato, glucosamina, ácido hialurónico, etc.)

presentan resultados variables y heterogéneos, aunque no parecen ser capaces de corregir la pérdida de función o evitar la progresión de la artrosis (6,7).

Actualmente, la cirugía supone la última etapa del abordaje terapéutico. En este punto existen varias opciones, desde osteotomías pélvicas y femorales para corregir alteraciones biomecánicas, hasta artroplastias parciales o las denominadas de superficie, indicadas en pacientes jóvenes y con mayor exigencia funcional (8,9). No obstante, el tratamiento quirúrgico más aceptado es la artroplastia total de cadera (ATC), que constituye la indicación final para el tratamiento de la artrosis de cadera hasta en el 90% de los pacientes (10). Está comprobado que este procedimiento es el que en mayor medida consigue alcanzar los objetivos mencionados de alivio sintomático y mejora funcional a corto y medio plazo e incluso logra mantenerlos durante largos periodos de tiempo. El nivel de satisfacción del paciente tras una ATC alcanza su máximo entre los 2 y 5 años, pero mantiene niveles de hasta el 90% a los 15 años en algunas series (11,12).

1.1.2. Antecedentes históricos

Podría decirse que la ATC tiene su origen a principios del siglo XX, cuando se popularizó la interposición entre las superficies articulares dañadas de la cadera de materiales inorgánicos o biológicos, tales como metal, tejidos blandos periarticulares o injertos de fascia lata. Jones empleó en el año 1912 una lámina de oro previamente contorneada como recubrimiento para la cabeza femoral y en 1915 Murphy describe la interposición de tejidos blandos, ambos con resultados poco alentadores a medio y largo plazo (13). Más prometedores fueron los obtenidos por Smith-Petersen, quien, en 1923, dio lugar al concepto de artroplastia moldeada, adaptando a las superficies articulares una superficie de cristal que se interponía entre fémur y acetábulo. Tras incorporar materiales más duraderos como el Vitallium®, empleado por primera vez por Venable en 1937, esta idea se convirtió en el estándar de artroplastia de cadera hasta la llegada del concepto moderno de la misma (14).

El paso siguiente fueron las endoprótesis que comenzaron a usarse a mediados del pasado siglo. Los hermanos Judet hicieron uso de una cabeza femoral acrílica obteniendo unos resultados pésimos (15). Thompson y Moore avanzaron en esta idea y utilizaron endoprótesis metálicas que colocaban a nivel femoral, tras realizar una osteotomía proximal de dicho hueso (16). Este tipo de implantes aún se emplean para el tratamiento de casos seleccionados de fracturas de cadera en pacientes de edad muy avanzada. Los problemas derivados de la ausencia de un componente acetabular trataron de solventarse introduciendo una cúpula metálica, como en las ATC diseñadas por McKee o Ring, lo cual a su vez generó problemas de metalosis y aflojamiento (17).

Durante la segunda mitad del siglo XX, Charnley, considerado pionero en el desarrollo de la ATC moderna, trató de solucionar los problemas inherentes a los modelos previos (18). Para ello realizó avances técnicos basados en el empleo de un vástago femoral con una cabeza de diámetro mínimo (22 mm) y un componente acetabular de plástico con espesor máximo. Los inicios no fueron fáciles. El empleo inicial de Teflón® acetabular y acero a nivel femoral arrojaron unas cifras de desgaste dramáticas y dieron lugar a las primeras lesiones osteolíticas e importantes granulomas, como parte de lo que posteriormente se conocería como enfermedad por partículas de desgaste, objeto de investigación de esta Tesis (19). Posteriormente Charnley sustituyó el Teflón® que le había dado problemas a nivel acetabular por polietileno (PE) mejorando el roce de los componentes y avanzando así en el concepto de artroplastia de baja fricción al incorporar el PE de alto peso molecular (HMWPE). Este concepto incluía un intento de minimizar las fuerzas relativas sobre la cadera, medializando el cotilo y lateralizando la musculatura del trocánter mayor mediante la osteotomía del mismo. Todo ello, junto con una adecuada cementación de los componentes, permitió a Charnley publicar unos resultados realmente positivos en 1972 (figura 2) (20).

Figura 2. RX PA de pelvis de un paciente con una ATC izquierda del modelo Charnley, implantada en nuestro hospital hace más de 30 años.



El concepto implementado por Charnley ha servido de base para el desarrollo de los modelos actuales de ATC. La osteotomía trocantérea se ha ido abandonando, salvo en ciertas indicaciones, ya que su objetivo se logra con la actual modularidad de los implantes, sin los problemas de falta de consolidación y morbilidad que aquella suponía. De otro modo, se han ido incorporando teóricos avances sobre el concepto original, como superficies porosas con recubrimiento de hidroxiapatita (HA), fijación con tornillos, nuevas aleaciones metálicas o nuevos PE. Muchos de estos avances ha resultado no ser tales, a juzgar por los resultados iniciales. Actualmente el concepto de artroplastia de baja fricción sigue siendo el patrón oro en el campo de las ATC con el que se comparan los nuevos modelos y avances que surgen. Por ello, aún habrá que esperar a obtener análisis de series de larga evolución para comprobar si se consigue superar al mencionado cirujano inglés (1).

1.1.3. Estado actual de la técnica

Actualmente, la ATC es la técnica electiva para los 1.500.000 pacientes con coxartrosis que reciben anualmente este tratamiento en todo el mundo, y se espera que dicha cifra siga en aumento, en la medida en que se va modificando

las características socio-económicas y aumenta la esperanza de vida (21). De hecho, se estima que en Estados Unidos el número de intervenciones de este tipo se incremente en un 172% para el año 2030, hasta alcanzar las 572.000 operaciones anuales. En el caso de nuestro país, más de 160.000 pacientes han sido intervenidos de ATC entre los años 2001 y 2008 y la incidencia se ha incrementado de 99 a 105 intervenciones por 100.000 pacientes y año, alcanzando las 22.300 en el último año del periodo mencionado (22).

Como hemos dicho, el modelo de artroplastia de baja fricción desarrollado por Charnley en la segunda mitad del pasado siglo sigue siendo el patrón oro. Sobre este modelo se ha ido realizando avances, siendo utilizado como punto de partida para el desarrollo de nuevos conceptos de artroplastia hasta dar lugar a la ingente cantidad de modelos que pueden encontrarse hoy en día. Básicamente las artroplastias totales de cadera están compuestas por un componente acetabular, un vástago femoral y un par de fricción que describimos a continuación.

El componente acetabular de una ATC puede ser de una sola pieza o modular. Los cotilos de una sola pieza suele ser de una aleación de cromo-cobalto o de titanio, mientras que los modulares presentan una cubierta externa de esta aleación y una parte móvil en su interior, que puede ser de PE o de cerámica. Las versiones más nuevas presentan incluso un tercer elemento, también metálico, que recubre el inserto de PE. Respecto a la superficie de contacto con el hueso, en el caso de componentes cementados la superficie metálica dispondrá de algún tipo de marcas o ranuras que fomenten la adhesión del cemento y, en el caso de componentes no cementados, existirá algún tipo de recubrimiento que permita la osteointegración del implante, como por ejemplo HA. La fijación mecánica primaria puede ser reforzada, en ocasiones, por tornillos acetabulares, permitiendo una mayor estabilidad que garantice la fijación biológica de la HA (23, 24).

Las características técnicas de los vástagos femorales son similares a las de los cotilos. Igualmente pueden ser de una sola pieza o modulares, pudiendo tener en este último caso vástago y cabeza femoral, e incluso cuello en el caso de

implantes de revisión, que precisan mayor modularidad. Además de cromo-cobalto o titanio, los vástagos pueden ser de acero y, al igual que los cotilos, su superficie será de diferente textura según el método de fijación (osteointegración con cemento óseo). Otra variante en el vástago femoral viene dada por la forma del implante, que será diferente en función de cuál sea el lugar de fijación en el fémur: metafisario, diafisario, etc. (23, 24).

Por último, en lo que se refiere al par de fricción, existen múltiples combinaciones: PE-metal, PE-cerámica, cerámica-cerámica, metal-metal y cerámica-metal. Como se comentará en el capítulo correspondiente, gran parte de los problemas con lo que se han encontrado las ATC de larga evolución han sido originados por el par de fricción. De ahí que se hayan buscado múltiples variaciones para solucionarlos. Se han mejorado los sistemas de esterilización, se han creado PE ultracruzados de alto peso molecular (UHMWPE) o se han alternado diferentes tamaños de cabeza femoral, básicamente, de 22, 28 y 32 mm.

1.1.4. Resultados a largo plazo

1.1.4.1. Métodos de valoración de resultados

Actualmente, son evidentes los beneficios de la ATC para un paciente que es intervenido como parte final del tratamiento de su coxartrosis (11). No obstante, el gran número de avances, modelos y modificaciones que se realizan sobre los implantes y técnicas, genera una saturación bibliográfica de resultados de distintos implantes, en un intento por igualar o superar los patrones oro previos, como lo es la artroplastia de baja fricción de Charnley. Dichos estudios, casi de forma sistemática, muestran resultados muy positivos y equiparables a modelos ya consagrados (25, 26). Sin embargo, esta abundancia bibliográfica de buenos resultados no parece corresponderse siempre con la calidad exigible en dichos análisis (27). Todo ello provoca que estas publicaciones no siempre puedan considerarse científicamente válidas e incluso, en ocasiones, pueden llegar a suscitar la respuesta formal de otros autores por este motivo (28). En definitiva, existe cierta confusión a la hora de revisar la bibliografía y esto se

traduce en la dificultad para optar por uno u otro implante, si atendemos a fuentes puramente bibliográficas (29). Por ello es necesario determinar qué principios deben seguirse en ese sentido. Se puede decir que la valoración de los resultados tras una ATC puede realizarse en base a tres puntos (30).

En primer lugar, lo más lógico es incluir la información clínica referente a dolor o grado de funcionalidad alcanzado e información radiológica de la evolución del implante, aunque ambos tipos de información pueden estar sujetas a la subjetividad del paciente o del cirujano, respectivamente. Desde el punto de vista clínico, las escalas de valoración tienen su origen en la descrita por Merle D'Aubigné en 1954 que valoraba el dolor, la movilidad y la deambulación (31). Sucesivas modificaciones han intentado reflejar la opinión del paciente, pero la subjetividad y heterogeneidad implícita en este tipo de escalas sólo aconseja su empleo para el seguimiento de resultados de series propias, más que para su comparación con otras. Los intentos para lograr un sistema uniforme de valoración dieron como resultado la creación del protocolo de seguimiento de Johnston en 1990, aceptado por la Société Internationale de Chirurgie Orthopédique et de Traumatologie (SICOT) y por la American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS) (32). Su tamaño, complejidad y la ausencia de puntuaciones definidas y de la opinión del paciente hacen que, aunque aparece en muchas publicaciones europeas, aún no haya conseguido imponerse a métodos más antiguos como sistema de valoración. En el caso de la valoración radiográfica ocurre algo similar. La RX ha sido siempre el método empleado. Sin embargo, la baja sensibilidad y la disparidad en las escalas de valoración radiográfica empleadas en diferentes estudios condicionan su uso. En cualquier caso, existen distintas técnicas para valorar posibles fallos en los implantes tanto a nivel acetabular como femoral (33, 34). Métodos como la densitometría ósea (DO), la digitalización de imagen y, más recientemente, estudios de un nivel superior como la tomografía computarizada (TC) y la resonancia magnética (RM) también han sido empleados con este fin. La capacidad de la TC y RM para valorar la osteólisis periprotésica será analizada en el correspondiente capítulo de esta Tesis.

En segundo lugar, se pueden emplear curvas o análisis de supervivencia, que anulan la carga de subjetividad inherente al grupo anterior (35). Este tipo de estudios, que no son precisamente recientes, se basan en mostrar la relación entre los pacientes que fracasan y los que están en riesgo en un cierto periodo de tiempo (36).

Por último, un tercer grupo de escalas revisa el efecto que ha tenido la intervención sobre la calidad de vida del paciente, respecto a su funcionalidad, bienestar y actividades diarias. Este último punto ha adquirido una importancia mayor durante los últimos años, dado su relación con los valores de eficiencia y coste-eficacia de los procedimientos (11). Existen diferentes sistemas para valorar la calidad de vida. Hay unos cuestionarios específicos de procesos musculo esqueléticos, los más conocidos y utilizados son el AIMS (Arthritis Impact Measurements Scales) y el NHP (Nottingham Health Profile). Otros son más generales como el SF 36 (Medical Outcomes Survey Short-Form), el SF 12, el SIP (Sickness Impact Profile), el PGWBS (Psychological General Well-Being Schedule) o el WHOQOL (World Health Organization Quality of Life Instrument) (37).

Como se puede comprobar, la valoración de los resultados tras una ATC no resulta una tarea fácil. Lo ideal es emplear los sistemas que mejor se adapten a los objetivos del estudio y mantener el mayor rigor científico posible.

1.1.4.2. Revisión de resultados

La realización de una simple revisión bibliográfica no deja duda alguna acerca de que la ATC es un procedimiento que aporta unos beneficios para la función y calidad de vida del paciente y con unos resultados a medio y largo plazo contrastados.

En sus primeros trabajos, Charnley (20) ya reflejaba unos resultados funcionales satisfactorios y una tasa de éxito del 92,7% en las artroplastias cementadas. Con el paso del tiempo estos resultados han demostrado ser consistentes. Tras un seguimiento medio de 22 años, Wroblewsky et al. (38) registraban en 1998 una tasa de recambios de solo el 5,7% y un excelente estado

clínico y funcional en el 93,9% de los pacientes que había sido seguidos hasta los 30 años de evolución. Ya en el presente siglo, Berry et al. (39) publicaron unas cifras de supervivencia de 86,5% a 25 años. Los estudios presentan cada vez un mayor tiempo de seguimiento, como los 35 años de evolución de una serie publicada por Callaghan et al. (40) en 2009, con un 78% de supervivencia. Asimismo parece ser que estos datos son reproducibles en hospitales no especializados. En un trabajo publicado en el año 2008 una serie de ATC de Charnley recogida en nuestro hospital obtuvo una supervivencia del 83% a 25 años (41). Un gran número de trabajos publicados acerca de este implante muestran resultados consistentemente positivos y mantenidos en el tiempo.

Como ya se ha mencionado, tras el éxito del concepto de baja fricción han surgido multitud de modelos que intentan, al menos, igualar los resultados del modelo de Charnley. Gran parte de la tendencia se ha dirigido hacia implantes con superficies porosas y recubiertos de HA para mejorar los problemas de fijación. Muchos de ellos han reflejado resultados prometedores y otros no tanto. Si nos ceñimos a las publicaciones de los últimos años, podemos ver cómo, por ejemplo, el modelo Furlong® ha demostrado una excelente supervivencia a 11 años del componente femoral (98,8%) pero no así de su acetábulo (78,7%) (42). Algo similar ocurre con los implantes Omnifit®, con una supervivencia de acetábulo y vástago del 98,8% y 69% a 15 años respectivamente (43). Más consistentes son los resultados de los implantes ABG® con supervivencias en torno al 86% para el cotilo y 98% para el vástago a 15 años (25). Recientemente un artículo publicado en nuestro país arrojaba unas bajas cifras de supervivencia (73,1% a los 12 años) para un implante de estas características (Perfecta®). El autor atribuye esas cifras a la naturaleza osteoporótica del hueso del paciente típico receptor de esta ATC, desaconsejando el uso de ATC no cementadas en mayores de 70 años (44). En nuestro caso, el modelo utilizado en nuestro hospital ha sido, desde 1992, la ATC BiHAPro® (Biomet Ltd. Bridgen, South Glamorgan, Reino Unido) que ha mostrado desde el inicio buenos resultados, tanto en el comportamiento del vástago femoral (próximo al 100% a 10 años) como en la cúpula acetabular (99,49% a 9 años) en series relativamente grandes (45, 46).

1.1.5. Causas de fracaso a largo plazo

1.1.5.1. Defectos técnicos y de fijación del implante.

Tradicionalmente se ha ligado la supervivencia a largo plazo de las ATC con la calidad de su fijación a la estructura ósea subyacente. En este sentido siempre se ha destacado como factores importantes para el fracaso los relacionados con las características técnicas y mecánicas del implante y con el tipo de fijación al hueso del mismo (cemento o superficie porosa de osteointegración). En lo referente al tipo de implante, parece claro que, si bien los resultados pueden ser mejores o peores, alguna de las innovaciones surgidas en el pasado siglo han tenido resultados desastrosos. Los acetábulos modulares tipo “concha” o los vástagos tipo “banana” son algunos ejemplos de fracasos debido a diseños inadecuados de los implantes (13). En lo que se refiere al fallo en la fijación del implante, en el caso de ATC cementadas, se atribuía este fracaso a la llamada “enfermedad del cemento”, de origen incierto. Algunos autores, entre los que se encuentra Schmalzried (47, 48), han realizado diferentes estudios para tratar de dilucidar qué factores eran responsables de la pérdida de fijación de los implantes cementados. Concluyeron que lo más probable es que la pérdida de fijación acetabular sea secundaria a alteraciones biológicas en el interfaz hueso-implante derivadas de la reacción a partículas de desgaste, mientras que a nivel femoral el fallo se produce más bien por microfracturas y alteraciones puramente mecánicas en relación con la adaptación del hueso al implante y el remodelado óseo (figura 3) (47, 48). Si nos centramos en los implantes no cementados, porosos y recubiertos de HA, como el empleado en la serie de este estudio, los resultados iniciales y a largo plazo sobre la capacidad de fijación primaria han sido prometedores, hasta el punto de considerar que la HA ejerce un efecto protector frente a la lisis (49, 50). Los implantes porosos no cementados ha sido considerados tanto mejores como peores que los cementados en distintos estudios, por lo que el debate sigue abierto (51, 52, 53).



Figura 3. RX PA de una cadera derecha con una ATC con signos de aflojamiento aséptico a nivel femoral.

Aparte de los problemas de fijación del implante, que poco a poco se han ido superando, existen otros factores que tradicionalmente se han asociado al fracaso de los implantes: el sexo, la edad o el grado de actividad física (54). Sin embargo, cada vez está más claro que la relación de estos factores clínicos con el aflojamiento aséptico se produce a través del fenómeno de desgaste del PE y la consecuente osteolisis, que parecen ser las verdaderas causas del fracaso de las artroplastias a medio y largo plazo. Es habitual que se observen diferencias de supervivencia del implante según la edad, con peores resultados en pacientes más jóvenes, de modo que es probable que esto se deba a la mayor incidencia de osteolisis por un mayor desgaste en pacientes de menor edad y más activos (50, 55). A lo largo de todo el trabajo insistiremos en que la principal causa del fracaso de las ATC a largo plazo es el desgaste del PE y la osteolisis secundaria. Sin querer ser categóricos, podemos afirmar que actualmente el problema de la sujeción de los implantes articulares al hueso está solucionado pero no así el desgaste de las superficies de fricción.

1.1.5.2. Desgaste del polietileno

1.1.5.2.1. Características técnicas del polietileno

Como su propio nombre indica, la artroplastia de reemplazo de cadera tiene como objetivo la sustitución de la articulación dañada por un implante que

debe desarrollar la movilidad propia de una enartrosis, lo que se traduce inevitablemente en una fricción entre las dos superficies del implante. Esto constituye lo que se denomina par de fricción. Como se ha descrito durante la revisión histórica, a largo de los años numerosos materiales se han empleado para reemplazar las superficies articulares, con resultados dispares. Los pares de fricción metálicos, como los de cromo-cobalto, fueron utilizados a finales de los años treinta del pasado siglo y, con ciertas modificaciones, aún sigue en uso hoy en día (16, 17, 18, 19, 56, 57). Los pares de cerámica-cerámica surgieron con éxito en los años setenta del pasado siglo y, como los anteriores, siguen siendo usados en la actualidad con buenos resultados (56, 58, 59). No obstante, el más frecuentemente empleado durante los últimos 40 años ha sido el par de fricción que incluye PE a nivel acetabular y metal o cerámica en la cabeza femoral. Este tipo de par de fricción comenzó a ser empleado por Charnley en 1962 tras los desastrosos resultados derivados del empleo de superficies de Teflón® y actualmente sigue en plena utilización, con 20 millones de implantes colocados y 1,2 millones de ATC por año (60, 61).

Aunque técnicamente se ha mantenido el material que empleaba Charnley, el peso molecular, la pureza y la consistencia de los PE ha aumentado considerablemente. Se ha pasado de los HMWPE empleados por Charnley a los UHMWPE usados en la actualidad. Prácticamente desde su descubrimiento como elemento de fricción, estos PE han sido esterilizados mediante radiación gamma. Este tipo de radiación, además de esterilizar la pieza, puede alterar su estructura molecular generando cadenas y radicales libres. Para evitarlo, en la fabricación de estos plásticos se ha añadido el concepto de “cross-linked”, mediante el cual se enlazan las cadenas libres mejorando el rendimiento estructural del implante. De este modo surge el acrónimo HXLPE (highly cross linked PE o polietilenos altamente entrecruzados). Sin embargo, los radicales que no hayan sido cruzados pueden dar lugar a fenómenos de oxidación que reducen la calidad y duración del PE (62). Distintos fabricantes han desarrollado métodos para tratar de reducir esta oxidación, como procesos de tratamiento térmico posirradiación, almacenamiento en ambientes bajos en oxígeno o incluso tratamiento del PE con vitamina E, conocida por sus propiedades antioxidantes (63, 64, 65). A falta de comprobar los

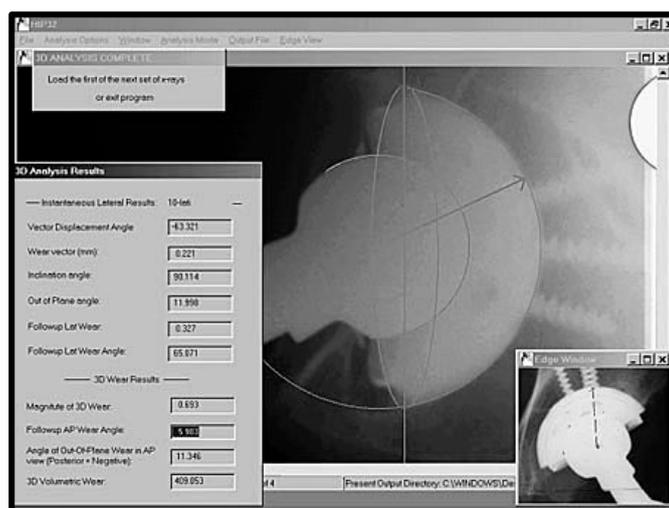
resultados de las mejoras a largo plazo, el desgaste del PE sigue siendo un problema sin resolver.

1.1.5.2.2. Medición del desgaste del polietileno.

La capacidad para medir adecuadamente el desgaste del PE ha constituido siempre una obsesión para los cirujanos ortopédicos, en la medida en que dicho desgaste puede condicionar la evolución del implante. Los primeros métodos empleados consistían en medir, de forma manual, la penetración de la cabeza femoral en la sombra acetabular y transformar dicha penetración en tasa al dividirla entre los años de evolución del implante. El método de Charnley, Dorr, Wan o Livermoore se basaban en estas premisas y fueron empleados inicialmente, pero la falta de precisión y el exceso de variabilidad ha limitado su uso (66). El sistema que ha persistido como el más preciso es el análisis radioestereométrico (RSA). Empleando marcadores de tantalio sobre una rejilla de referencia, se puede calcular con precisión el desplazamiento relativo de los componentes. Sin embargo es un método relativamente poco conocido y de cierta complejidad, por lo que prácticamente solo se usa para la investigación y en series cortas (67). A finales del siglo XX han proliferado nuevos métodos de medición informática. La medición lineal poco a poco ha dado paso a sistemas de medición volumétrica, más precisa. El método Polyware® descrito por Devane (68) se basa en un análisis tridimensional de la información obtenida a partir de puntos que se digitalizaban manualmente en las radiografías. El método MHAS® desarrollado por Martell (69), consiste en un análisis vectorial computarizado y logra cifras de precisión y reproductibilidad superiores a los previos (figura 4). Hui et al. (70) compararon los métodos lineales y volumétricos, observando que el error de medida entre ambos es menor del 20% y concluyendo que el método bidimensional, de más fácil realización, podría ser suficiente desde el punto de vista clínico. Dentro de este tipo de análisis bidimensionales, también se encuentra el método Roman®, que destaca por utilizar un software de acceso gratuito para los profesionales médicos que justifiquen su uso con fines científicos y que ha sido empleado en algunos trabajos (71). Diferentes estudios han tratado de dilucidar que método es el mejor para la medición del desgaste, sin que aún

haya un claro vencedor. En recientes trabajos se ha defendido la superioridad del método MHAS® frente al resto (72). Geerdink et al. (73), en cambio, en el año 2008, referían la superioridad del método Roman® frente al MHAS® o los HyperOrtho® y View Pro-X®, destacando además la mencionada gratuidad del programa.

Figura 4. Método Martell para medición del desgaste de PE. Obsérvense los vectores y magnitudes del desgaste.



A la hora de realizar la medición del desgaste, deben tenerse en cuenta dos factores que pueden generar errores en la medición. En primer lugar, no toda la posibilidad de error reside en el método. En un trabajo desarrollado en nuestro hospital se estudiaron los factores responsables de la variabilidad entre las mediciones en vivo y en vitro. Se concluyó que gran parte del 19% de diferencia se debía a la mala calidad de los estudios de imagen, a las proyecciones no adecuadas o a estudios no suficientemente seriados (74). En segundo lugar, debemos saber que no todo el movimiento de la cabeza femoral en el acetábulo es desgaste. Se ha descrito el fenómeno de “bedding-in” que corresponde al proceso por el cual la cabeza femoral se acomoda al cotilo durante los primeros meses tras la cirugía. Algunos sistemas de medida descuentan automáticamente este porcentaje de “bedding-in”. Al mismo tiempo algunos implantes han

conseguido reducir este fenómeno al mínimo. Todo ello puede llevar a infravalorar la tasa real de desgaste (75).

De manera resumida se pueden considerar dos tipos de medición de desgaste. Por un lado, los sistemas de medición in vitro, que resultan más adecuados para estudiar las propiedades intrínsecas de los polietilenos, dado que elimina el resto de factores de confusión empleando, por ejemplo, simuladores de cadera (76). Por otro lado, los estudios in vivo están más indicados para conocer la influencia de variables clínicas y técnicas como las dependientes de la actividad del paciente o de la posición de los componentes (77). Empleando cualquiera de estos métodos, distintos autores han publicado sus resultados. Las cifras de desgaste obtenidas por Charnley en sus primeros trabajos hace más de 30 años (0,15 mm/año) no están muy alejadas de las cifras que pueden observarse últimamente en la bibliografía (60, 78). Un artículo publicado en 1998 ha revisado las cifras de desgaste de diferentes estudios, encontrando tasas que oscilan entre los 0,003 y los 0,358 mm/año publicados por Wroblewsky et al. en 1996 y por Devane et al. en 1997 respectivamente (77, 79, 80). No obstante, parece que las nuevas tecnologías han mejorado los resultados y el paso de UHMWPE a HXLPE ha supuesto un descenso en las cifras de desgaste. De hecho, en una interesante revisión publicada en el año 2011, Kurtz et al. (81) comprobaron como las tasas de desgaste para ambos PE eran de 0,137 y 0,042 respectivamente

1.1.5.2.3. Factores relacionados con el desgaste del polietileno

Como ya referíamos anteriormente si revisamos la bibliografía, se observa una gran variabilidad en las tasas de desgaste publicadas. Sin duda esta variabilidad se debe a que las causas de dicho desgaste, forman parte de una etiología compleja multifactorial. Existen tres grupos de variables asociadas al desgaste. En primer lugar variables dependientes del paciente, tales como la edad, el peso, el género o el grado de actividad física. En segundo lugar variables dependientes del implante, que incluyen las propias características del PE y la posición de los componentes de la artroplastia. Por último, variables dependientes de la técnica quirúrgica, como la presencia de cuerpos libres o la calidad de la fijación del implante.

Dentro de las posibles variables clínicas, algunos estudios defienden la existencia de una relación entre una mayor tasa de desgaste y algunos factores como el género masculino o un mayor peso y altura. Posiblemente estos dos últimos actúen como factores de confusión frecuentes en la valoración in vivo, pues ambos están ligados al sexo masculino (82, 83, 84) . Por otro lado, varios trabajos han comprobado la existencia de una asociación entre el desgaste del PE y una menor edad del paciente en el momento de la cirugía primaria (60). Es probable que esta relación sea debida a que los pacientes más jóvenes tienen un mayor nivel de actividad física. Precisamente la actividad física es un factor que se ha relacionado con un mayor desgaste del inserto de polietileno (77, 78). Es lógico pensar que un mayor número de ciclos se relaciona con un desgaste superior. En este sentido, en un logrado artículo del año 2000, Schmalzried et al. (84) concluyen que el desgaste del PE es en realidad una función de uso, y no de tiempo. Es decir, el tiempo de evolución sólo condiciona un mayor desgaste del plástico en la medida en que más tiempo supone un mayor número de ciclos de movimiento de la pieza, que es el parámetro en función del cual debería valorarse el desgaste, si se realizasen estudios in vitro. Es más, se ha comprobado que la tasa de desgaste tiende a disminuir conforme pasa el tiempo. Esto se debe a los fenómenos de “bedding-in” descritos en el anterior apartado y al hecho de que, a medida que se gasta el inserto, se hace más congruente con la cabeza ,disminuyendo por tanto la fricción (60, 77). Casi de forma anecdótica, se ha descrito que el desgaste es mayor en pacientes con enfermedades inflamatorias, como la artritis reumatoide (82, 83).

En lo referente a las variables dependientes del implante está claro que los sucesivos PE que aparecen en el mercado protésico y las mejoras en densidad, oxidación, etc. están permitiendo un aumento en la duración del PE (77, 79, 80, 81). Además los nuevos métodos de esterilización mediante gas no implican un mayor deterioro del mismo (85). La cabeza femoral juega un papel clave. Aún no está establecido si un mayor tamaño de la cabeza femoral va ligado a un mayor desgaste, aunque hay resultados que así lo demuestran (86). Por ejemplo Eggli et al. (87), comprobaron que las tasas de desgaste eran superiores en implantes con cabezas femorales de 32 mm respecto a cabezas de 22 mm. Incluso el

material de la cabeza parece tener relevancia. Tal y como ocurre con los pares cerámica-cerámica, los pares cerámica-PE presentan menor desgaste que los que combinan metal con PE y por eso se prefieren en pacientes jóvenes (56).

Por lo que se refiere a variables relacionadas con la técnica quirúrgica, la colocación de los componentes juega un papel primordial. El tipo de fijación influye: los acetábulos no cementados presentan mayor desgaste. Éste también se asocia invariablemente con la inclinación acetabular, siendo mayor a mayor verticalidad del cótilo, pero no parece estar influenciado por su centro de rotación (figura 5) (82, 88, 89). Esto es importante, pues en análisis mediante TC se ha visto que sólo un 45 % de los componentes acetabulares y un 71 % de los femorales se colocan dentro del rango de 10°– 30 ° de anteversión que el cirujano pretende durante el acto quirúrgico (90). En el caso del vástago, se han apreciado mayores desgastes en función del grado de valgo del vástago (83, 91) y en conjunto se ha visto como el centro de rotación de la cadera, más concretamente el “off-set” femoral, repercute positivamente sobre la fricción (84). La presencia de irregularidades en la superficie de contacto, por ejemplo, arañazos en la cabeza femoral o la existencia de partículas libres en el líquido articular resultantes de la osteólisis o de la desintegración de elementos implantados (como cerclajes) también acelera el desgaste del PE de acuerdo con el concepto de “third body debris” que ha sido descrito por algunos autores (92, 93).



Figura 5. RX PA de una cadera derecha con una ATC con un importante desgaste de PE secundario a un acetábulo excesivamente vertical.

1.1.5.2.4. Relación entre el desgaste del polietileno y la osteolisis periprotésica.

Como se ha escrito antes, el desgaste del PE y la osteolisis secundaria limitan la vida de las ATC. En el estudio del desgaste del polietileno, algunas cuestiones siguen sin resolverse. Se ha planteado la cuestión de si el desgaste del PE es constante y progresa de manera lineal en el tiempo. De ser lineal cabría preguntarse si existe una relación entre dicho desgaste y la incidencia de osteolisis. Si ambas posibilidades fuesen afirmativas, las tasas de desgaste pueden servir para valorar el riesgo de complicaciones osteolíticas a largo plazo. Los estudios no son concluyentes. Algunos autores creen que la tasa de desgaste parece ser constante (78, 94). Otros autores, sin embargo, defienden que el desgaste depende más del uso que del paso del tiempo y que incluso la tasa descende con el transcurso de los años (60, 84, 95). Sochart (96) comprobó que mientras ATC con tasas de desgaste inferiores a 0.1 mm/año lograban una supervivencia superior al 90% a 25 años, si la tasa de desgaste superaba los 0.2 mm/año dicha supervivencia era inferior al 30%. No obstante, sigue existiendo controversia. Puri et al. (97) no recogen esa relación osteolisis - desgaste lineal de polietileno y consideran que hay otros factores implicados, como se verá en el siguiente capítulo.

1.2. Osteolisis periprotésica

1.2.1. Concepto

La osteolisis podría definirse como un proceso de reabsorción activa de tejido óseo generada por un mecanismo humoral como consecuencia de una patología o alteración del hueso y que se traduce en el paso del componente óseo a la sangre, dejando en su lugar matriz ósea decalcificada (98). Pueden existir diferentes tipos de osteolisis, pero en nuestro caso nos interesa la osteolisis periprotésica, que es aquella que se desarrolla en torno a un implante, en este caso en torno a una ATC. Este proceso lítico puede ser realmente agresivo y comportarse como un fenómeno resorptivo, local, progresivo y pseudotumoral desarrollado en el hueso que rodea a los componentes (99).

Como hemos revisado en los apartados anteriores, parece existir un cierto consenso de que la viabilidad a largo plazo de las ATC está condicionada por el desgaste del PE y la osteolisis consecuente, en la medida en que la principal causa del aflojamiento aséptico del implante son ambos fenómenos (100, 101). Ésto explica la preocupación que, desde hace años y cada vez más, muestran los cirujanos ortopédicos a este respecto. Es fundamental llegar a comprender lo mejor posible esta enfermedad para que su diagnóstico y tratamiento sea lo más rápido, preciso y eficiente posible (102, 103).

1.2.2. Epidemiología

Sabemos que la osteolisis es una complicación frecuente conforme aumenta el tiempo de evolución de los implantes. Sin embargo la prevalencia de la enfermedad osteolítica reflejada en la bibliografía es muy variable. Esto es debido a las diferencias existentes entre las series en cuanto a variables clínicas o técnicas, como el tipo de implante, y a la diferencia de sensibilidad entre los distintos métodos de diagnóstico empleados en cada trabajo.

En general se estima que la prevalencia de osteolisis en ATC con seguimientos entre 4 y 20 años oscila entre el 8% y el 56% (55). Si nos limitamos a las series basadas en implantes con características similares al que hemos utilizado en nuestro estudio – implantes no cementados, de superficie porosa - se observa como la osteolisis sigue presentando incidencias extremadamente diferentes. En un artículo destinado a estudiar precisamente esta variabilidad diagnóstica, Engh et al. pudieron comprobar que en la bibliografía las cifras varían desde un 5% a un 78% a nivel acetabular y desde un 11% a un 71% a nivel femoral (104). Bojescul et al. (105) recogieron prevalencias del 6% y 23% para vástago y acetábulo respectivamente, tras 15 años de seguimiento. Tras un seguimiento de 11 años, Kim et al. (106) publicaron en el año 1999 unas cifras de lisis de un 53% en fémur y un 56% en acetábulo en un grupo de más de 100 ATC. Estas cifras llevaron al autor a abandonar el empleo de un modelo protésico en concreto. Tres años más tarde, los mismos autores recogían unos valores significativamente menores empleando sistemas híbridos, en torno a un 9% (107).

Dado que no es posible homogeneizar las variables clínicas y técnicas de las distintas series, si queremos obtener resultados más fiables acerca de la frecuencia de esta enfermedad, deberíamos centrarnos en regularizar el diagnóstico con algoritmos universales y emplear los métodos de mayor sensibilidad y especificidad posible, como veremos en el correspondiente apartado de esta Tesis (102, 108).

1.2.3. Etiopatogenia

En el apartado anterior nos referíamos a que la osteolisis es una reabsorción ósea en torno al implante de la artroplastia. La primera pregunta que cabe hacerse para tratar de comprender este proceso es: ¿por qué se produce esta resorción ósea? Podemos responder aproximándonos a la fisiología del hueso.

A pesar del concepto que se tiene del hueso como elemento inerte, lo cierto es que se trata de uno de los tejidos del cuerpo con mayor dinamismo. Los procesos de remodelado se basan en un equilibrio entre formación y reabsorción ósea y dicho equilibrio está controlado por factores locales y sistémicos. Es lógico pensar que la lisis se produce como consecuencia de una rotura de este delicado equilibrio por alteración de los mencionados elementos. Factores locales son aquellos relacionados con el foco donde se desarrolla la lisis, es decir, son variables dependientes del funcionamiento de la ATC (tipo de implante, diseño, posición de los componentes, etc.). En la última parte de la Introducción se analizará como, efectivamente, muchos de estos factores se asocian a cambios en la magnitud de la osteolisis. Por otro lado, a nivel sistémico pueden actuar elementos hormonales, genéticos, citoquinas, etc. que varían interindividualmente (98).

El modo en que se pueden alterar los factores locales y comenzar el proceso osteolítico se ha intentado explicar siguiendo básicamente tres tipos de teorías: la biológica, la física y la biofísica. Quizás la más destacada de estas teorías etiopatogénicas sea el concepto biológico de la “enfermedad de las partículas”, tal y como lo describe Harris (109) en un artículo de revisión publicado

en 1994. Según esta teoría, la osteolisis ocurre como una respuesta biológica frente a las partículas generadas por el desgaste del PE. Se ha visto cómo, de hecho, su desarrollo varía en función de la concentración y el tamaño de dichas partículas (110). Las partículas de desgaste contenidas en el líquido articular, al ser fagocitadas por distintos tipos celulares (macrófagos, fibroblastos, osteoblastos, osteoclastos, etc.) pueden alterar su función. Las células monocíticas, incapaces de digerir las partículas fagocitadas, se hiperestimulan generando gran cantidad de citoquinas, factores de crecimiento y mediadores inflamatorios al medio extracelular (PGE-2, TNF- α , IL-1 β , IL-3, IL-6, M-CSF, GM-CSF, PDGF). Estas moléculas pueden estimular la actividad de macrófagos y de osteoclastos e incluso provocar la diferenciación de los segundos en los primeros. Ambos tipos celulares pueden desarrollar actividad lítica sobre el hueso. Esta teoría ha sido comprobada por un gran número de autores mediante análisis in vivo e in vitro (111).

Diferentes autores consideran que estos factores locales no son los únicos responsables y que sobre ellos actúan otros elementos sistémicos. Existen pacientes que presentan gran desgaste del inserto de PE sin lesiones osteolíticas. Autores como Puri et al. (112) no han encontrado una clara relación desgaste – osteolisis. Ello lleva a pensar que, aunque el desgaste puede ser su detonante, existen otras variables implicadas. El sistema inmunitario, en base a regulaciones genéticas y hormonales, puede jugar un papel en este punto. Aunque en principio la respuesta inmunitaria en la osteolisis es una reacción inespecífica frente a un cuerpo extraño, en algunos pacientes parece que existe una respuesta específica que incluye fenómenos de hipersensibilidad (113). Este último sería uno más de los factores que contribuyen a incrementar la variabilidad, en este caso entre distintas personas, de la osteolisis periprotésica (114).

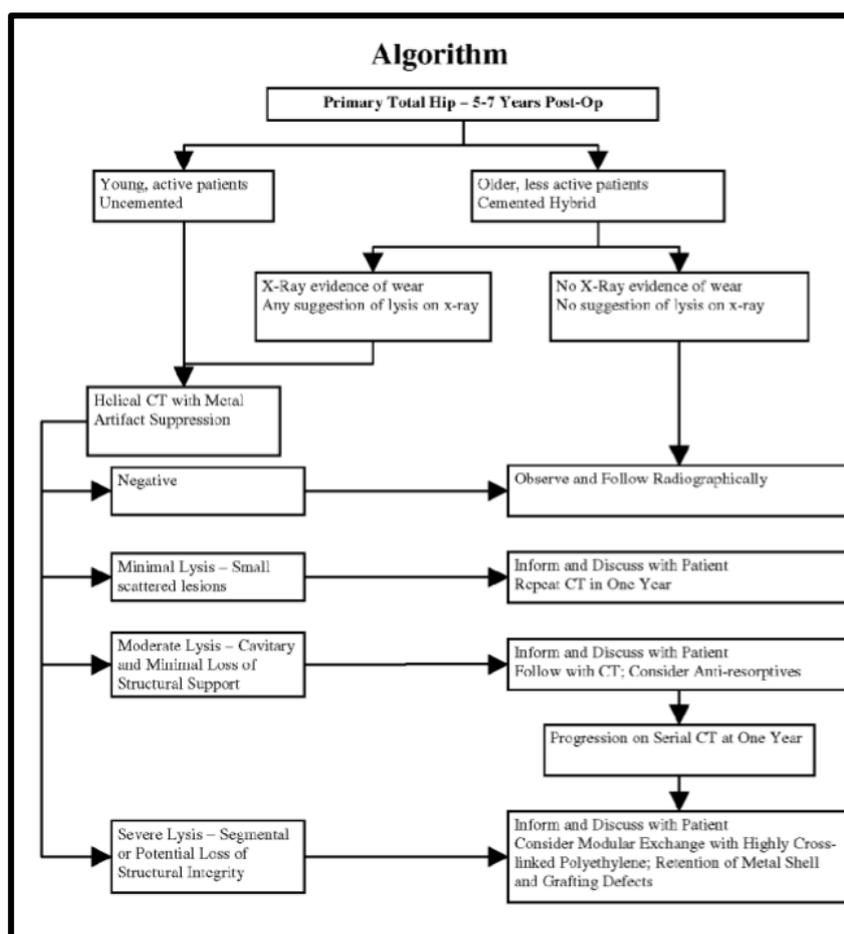
1.2.4. Diagnóstico

El diagnóstico precoz de la osteolisis es importante. Como veremos al tratar la historia natural de este proceso, en la mayor parte de los casos se trata de una enfermedad silente. Este concepto, desarrollado en distintas publicaciones, se sustenta en que esta enfermedad solamente causa síntomas

en fases ya avanzadas de su evolución (115). Aunque desarrollaremos mejor este concepto al hablar de su historia natural, en lo referente al diagnóstico, debemos decir que solo mediante una detección suficientemente rápida y precisa se podrá realizar un tratamiento que sea igualmente precoz y específico y que asegure la preservación de suficiente reserva ósea. Ésto siempre será más eficiente que el tratamiento de las complicaciones a largo plazo (103). A pesar de la importancia de la detección de este proceso, lo cierto es que no existe consenso acerca de la sistemática de evaluación. La heterogeneidad de las series de estudio, las diferencias en la prevalencia de la enfermedad y la diversidad de métodos diagnósticos empleados para su detección, complican la búsqueda de una metodología ideal de estudio. Ésto hace que diferentes trabajos hayan intentado establecer algoritmos o protocolos de diagnóstico que intentar prestar ayuda en el control de esta enfermedad. En relación con la periodicidad del seguimiento radiológico, atendiendo a la progresión de la enfermedad, Kitamura et al. (116) consideran que, si el crecimiento de las lesiones es lineal, sería suficiente un estudio radiográfico bianual. Uno de los trabajos más interesantes referido al seguimiento de la enfermedad es el publicado por Stulberg et al. (117) en el año 2009 (figura 6). En este artículo, se aconseja un seguimiento radiológico simple en todos los pacientes con ATC y recomienda la realización de una TC en los pacientes jóvenes y activos (factores de riesgo para el desgaste) y solamente si hay indicios radiográficos de desgaste o lisis en los pacientes mayores o con menor actividad. Si se aprecia la presencia de lesiones líticas en la TC, recomienda el control anual con este método de imagen. Otros autores, como Howie et al. (118), creen que el seguimiento radiológico anual es suficiente y reserva el empleo de la TC a pacientes con cifras de desgaste superiores a $40 \text{ mm}^3/\text{año}$ o con grandes lesiones radiográficas. También en un trabajo reciente, Malchau y Potter (108) desarrollan un punto de vista similar, con algún matiz diferenciador. Estos autores aconsejan el seguimiento de ATC de larga evolución mediante estudios radiográficos al año, a los 5 y a los 10 años. El seguimiento posterior sería cada año o cada 5 años según la existencia o no de lisis. Ante la presencia de hallazgos patológicos recomienda el seguimiento de la osteolisis con TC o RM. Si bien coincide en la calidad de los estudios ofrecidos por la TC,

también destaca la mayor capacidad de la RM, sobretodo en el estudio de las partes blandas. En los apartados siguientes revisaremos las características de los diferentes métodos de diagnóstico por la imagen y qué papel puede jugar cada uno en el seguimiento de la osteolisis periprotésica.

Figura 6. Ejemplo de algoritmo diagnóstico para el seguimiento de la osteolisis. Tomado de Stulberg et al, 2009 (117).



Aunque como decimos, suele tratarse de una enfermedad silente, ésta no es su única forma de presentación y por tanto el diagnóstico no ha de limitarse a pruebas de imagen de alta capacidad. La evaluación clínica sigue jugando un papel importante. Es posible que la pérdida de masa ósea no se asocie a un incremento del dolor y así la osteolisis puede debutar con datos clínicos que cabe revisar por lo difícil de su diagnóstico diferencial. Los detritus generados en el polietileno migran a través de los orificios de los tornillos y pueden alcanzar

localizaciones poco habituales y próximos a la pala iliaca o al isquion. Estas partículas pueden generar formaciones quísticas intrapélvicas y pueden debutar como cuadros de bursitis en psoas, obstrucción ureteral unilateral o cuadros de compresión vascular o nerviosa pudiendo llegar a presentar, como fue el caso de un paciente en nuestro servicio, edema en la extremidad por compresión venosa sobre los vasos iliacos (119).

1.2.4.1. Radiografía simple

El papel de la radiografía simple en el diagnóstico y seguimiento de la osteolisis se fundamenta en la detección y cuantificación del desgaste del PE, a través de métodos como el RSA, tal y como hemos explicado con anterioridad (66, 68, 69, 70, 71, 120, 121, 122, 123). En cuanto a la detección de lesiones osteolíticas durante el seguimiento de ATC mediante RX, sigue siendo un método defendido por muchos autores, sobre todo por su eficiencia y disponibilidad (figura 7). Hoy en día sabemos que la sensibilidad de las radiografías para detectar lesiones líticas es variable, con cifras que habitualmente oscilan entre el 35% y el 70% en función del método con el que se comparen. Parece ser que dicha capacidad de detección es superior en el caso de lesiones de mayor tamaño o si se realizan proyecciones adicionales oblicuas (iliaca u obturatriz), y por el contrario es mucho menor para lesiones localizadas en el isquion o en el anillo posterior (124, 125). Además, la radiografía simple presenta otros problemas clásicos. Su limitada capacidad para determinar la localización y el tamaño de las lesiones es penalizada por factores como el tamaño del paciente o la



Figura 7. RX AP de una cadera derecha con una ATC con desgaste de PE y focos osteolíticos en el área 7 de Gruen.

magnificación de la imagen (112). Ésto, unido a una elevada variabilidad inter e intraobservador, no aconsejan el empleo de este método para el estudio de la osteolisis (104, 126).

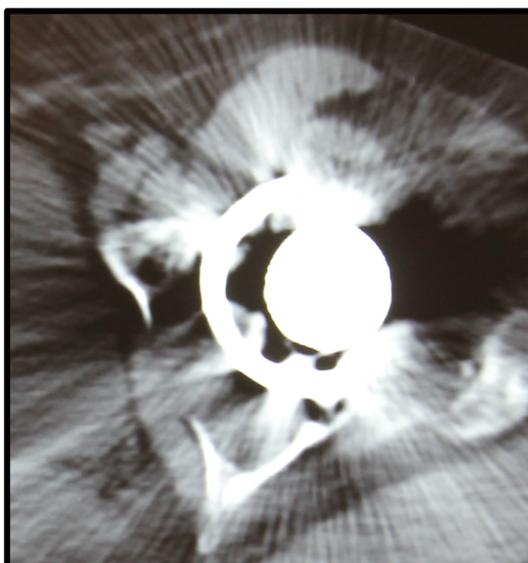
1.2.4.2. Tomografía axial computarizada

Aunque en sus inicios no se le otorgaba demasiada validez diagnóstica a este método, el empleo de protocolos radiográficos para la reducción de artefactos ha generado un renovado interés durante los años noventa del pasado siglo. Actualmente está demostrado que la TC presenta una sensibilidad superior a la RX en la detección de la osteolisis y se ha comprobado igualmente su superioridad a otros métodos en cuanto a la capacidad para localizar y, sobretodo, para cuantificar el volumen de las lesiones empleando métodos tridimensionales (127, 128). Sin embargo, hay pocos estudios que aporten cifras de sensibilidad específica de la TC, pues la mayoría lo han usado como “gold standard” para extraer la sensibilidad de la RX (112). Los estudios que estiman la sensibilidad de la TC son aquellos que la comparan con algún método superior o con estudios in vitro, como veremos.

Las ventajas de la TC son incluso mayores tras el desarrollo de la tecnología helicoidal que reduce el tiempo de exploración y el artefacto del estudio. No es de extrañar, por tanto, que muchos autores defiendan el empleo del escáner helicoidal para el seguimiento de la osteolisis y que haya sido incluido como parte de los estudios indispensables de cara a valorar y planear una actitud terapéutica al respecto. Como hemos visto, Stulberg, Puri o Howie recomiendan la realización de un estudio de TC entre los 5 y 10 años de evolución de la ATC en el caso de pacientes de riesgo (altas tasas de desgaste, actividad física intensa, etc.) o ante la presencia de hallazgos radiográficos relevantes o lesiones de gran tamaño (102, 112, 118). La TC es el método preferido por muchos cirujanos para la valoración de la extensión y volumen de osteolisis y para la planificación quirúrgica de una revisión, por su mayor precisión y mejor cálculo de extensión con vistas a detectar posibles defectos estructurales (figura 8).

Ésta no es, sin embargo, una técnica exenta de problemas. Uno de ellos es el generado como consecuencia de la atenuación de radiación. Esta pérdida de señal se origina por la diferencia tan alta entre el coeficiente de atenuación del metal de la prótesis y el del tejido blando. El uso de técnicas que minimizan este indeseable efecto mejora la información que se puede obtener con esta técnica (101). En términos de eficiencia, la TC está por detrás de la RX. Un escáner supone diez veces más radiación y es diez veces más costoso en términos económicos. Eso debe tenerse en cuenta a la hora de planificar un seguimiento radiológico periódico de los pacientes.

Figura 8. Corte axial de TC de cadera izquierda con una ATC donde se objetiva una afectación osteolítica de gran parte del trasfondo del cotilo.



1.3. Diagnóstico de la osteolisis basado en resonancia magnética

1.3.1. La resonancia magnética en la valoración de la cadera dolorosa

La presencia de dolor de origen desconocido en pacientes portadores de ATC de más de 10 años de evolución es un hecho al que cualquier cirujano

ortopédico se enfrenta en su práctica diaria. Las causas de la ATC dolorosa han sido ampliamente estudiadas y se conocen varias etiologías frecuentes. La infección, la lesión neurológica o la osificación heterotópica son algunas de ellas. En estas complicaciones el diagnóstico y el tratamiento son un importante reto, sobre todo cuando la exploración clínica es inespecífica y pruebas como la RX o la TC son normales (129). Algunas de estas patologías son procesos que se desarrollan en un espacio tridimensional y se escapan al análisis con un método bidimensional como la RX (130). Por su parte, la TC exige una gran dosis de radiación para reducir el artefacto y presenta poca capacidad de contraste en partes blandas, donde a menudo asientan estos problemas (112). En este tipo de paciente la RM presenta cada vez una mayor aplicación debido a su mayor especificidad, mayor contraste de partes blandas y mayor resolución espacial (127, 131). En el caso de la infección protésica, la artrografía se considera el método diagnóstico radiológico de elección para determinar su carácter superficial o profundo y comprobar la respuesta al tratamiento médico. La RM ha mostrado, no obstante, una elevada especificidad en la evaluación de esta complicación, por ejemplo, a la hora de detectar la presencia de abscesos en torno al músculo psoas. Más determinante resulta aún la RM en su aplicación en la secuela neurológica, gracias a que su capacidad de contraste de partes blandas permite visualizar las estructuras nerviosas y comprobar las relaciones de las mismas con tornillos, cemento extravasado o hematomas periprotésicos. De nuevo, la posible implicación de estructuras nerviosas es el motivo por el cual esta técnica resulta superior a la RX o a la TC en la valoración de osificaciones heterotópicas en ATC de varios años de evolución. La RM es capaz de hacer diagnósticos concretos que pueden escaparse a otros métodos y que son origen del mencionado dolor inespecífico, como es el caso de la bursitis del psoas, trocanteritis o avulsión de la musculatura aductora. No obstante, la causa más frecuente de fracaso de las artroplastias sea la osteolisis y, en este sentido, la RM se postula como la técnica de mayor validez, como estudiaremos a continuación (132).

1.3.2. Validez de la resonancia magnética en la valoración de la osteolisis

1.3.2.1. Superioridad respecto a otros métodos

Desde hace algunos años se han descrito la RX y la TC como métodos diagnósticos en la osteolisis y se han analizado sus ventajas e inconvenientes. Estos y otros métodos como la arteriografía o la escintigrafía están limitados por unas cifras de sensibilidad deficientes, una resolución espacial reducida que no es constante en función del tamaño y localización de la osteolisis, y por un bajo contraste de partes blandas que no hace posible diagnosticar algunas complicaciones. Todo ello sin contar la posible iatrogenia, por ejemplo en forma de radiación para el paciente (133). Es precisamente en estos puntos donde la RM ha supuesto un gran avance. Un avance que le ha permitido colocarse en un lugar de privilegio para el estudio de la osteolisis.

Muchos trabajos han valorado la sensibilidad y especificidad de RX, TC o RM por separado, pero no hay muchos estudios que los analicen simultáneamente. Los resultados de los existentes son dispares, pero coinciden en otorgarle a la RM una mayor sensibilidad. De este modo la superioridad técnica de la RM ha quedado patente tanto en estudios in vivo como in vitro (134). En un artículo publicado en el año 2005 por Weiland et al (135), se comprobó como existe una gran diferencia en la sensibilidad diagnóstica para la osteolisis entre los diferentes métodos. Ésta era del 95%, 75% y 52% para RM, TC y RX respectivamente. Mayor igualdad existe en lo referente a la especificidad que fue del 98% para la RM, del 100% para el TC y del 96% para la RX. Walde et al. (127). publicaron resultados similares en un estudio del mismo año y que compartían algunos autores. Observaron como, aunque la especificidad es adecuada para RX, TC y RM, las diferencias en sensibilidad son llamativas. Ésta fue del 51% para RX, del 74% para TC y de hasta el 95% para RM.

Otro aspecto es el referido a la resolución espacial y la capacidad de detección de lesiones de distinto tamaño o en diferentes localizaciones. La capacidad multiplanar de la RM y su capacidad de ofrecer cortes axiales,

coronales y sagitales le aporta ventaja en este campo. Aunque, por lo general, la correlación entre lesiones detectadas en RX y RM es buena, se ha comprobado como la RM establece con mayor precisión que la RX la localización y el tamaño de las lesiones osteolíticas y cómo los hallazgos de dicha técnica en lo referente a lisis son las que una mayor similitud guardan con las lesiones intraoperatorias (131). La precisión de la RM, ya de por sí superior a la de otras pruebas, no está, además, condicionada por la localización de las lesiones. Aunque tanto RX, como TC y RM son capaces de detectar con facilidad lesiones en el ilion, la RX presenta mucha menor sensibilidad que la RM en el isquion, y tanto la RX como la TC son inferiores a la RM a la hora de diagnosticar osteolisis púbica. En general, se ha visto que la RM es mejor para detectar lesiones en localizaciones específicas y para descubrir lesiones de menor tamaño y formaciones quísticas (figura 9) (127, 136).

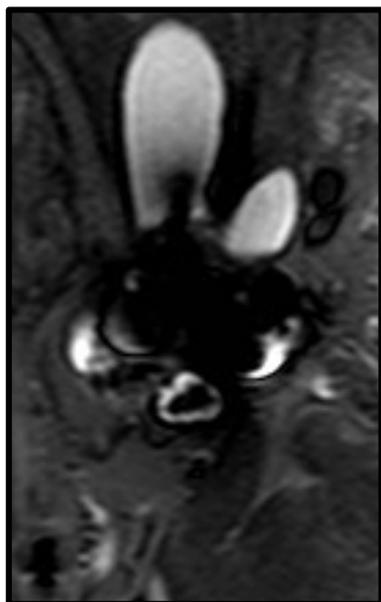


Figura 9. Corte axial en T2 de RM de cadera derecha con una ATC donde se objetiva una afectación osteolítica de gran parte del acetábulo con formaciones quísticas hipercaptantes.

La superioridad diagnóstica de la RM aparece no solamente por la mayor precisión para localizar la lisis, como se ha visto, si no en su sensibilidad para detectar otras lesiones asociadas en las partes blandas. Este tipo de lesiones son importantes tanto como posibles complicaciones de la osteolisis, como por constituir etapas de las fases iniciales de la enfermedad, siendo importantes para llegar a un diagnóstico precoz y para calibrar la gravedad de la osteolisis.

Merecen mención especial los depósitos sinoviales de partículas de desgaste. La detección de estos elementos y de la capsulitis que provocan y que se cree que precede al desarrollo de la lisis periprotésica, permite un diagnóstico precoz y previo a que se produzca la activación de los osteoclastos y la consecuente lisis, además de dar idea de la severidad del daño en partes blandas (131, 137, 138).

Por último, otro dato a favor de la RM como método diagnóstico es, paradójicamente, algo de lo que carece: la radiación. Dos proyecciones radiográficas de cadera suponen 1,4 mSv, equivalentes a 6 meses de exposición a la radiación natural. Una TC de pelvis equivale a 6 mSv, que equivale a 2 años de exposición natural. Estas cifras hacen que el riesgo adicional relativo de cáncer en el adulto pase de un nivel de “no valorable” o “mínimo” a “muy bajo” o “bajo” respectivamente con un solo estudio de RX o de TC respectivamente (139). Además, la radiación generada por la RX puede aumentar al realizar proyecciones adicionales que se cree que mejoran la sensibilidad para la osteolisis y la propiciada por la TC puede verse incrementada con el objeto de aplicar técnicas para reducir el artefacto del implante o al realizar un mayor número de cortes (112, 125, 135). La repetición anual de estos estudios multiplicaría exponencialmente dichos datos llegando a suponer un problema significativo que puede evitar empleando métodos no radiantes, como la RM.

En resumen, cada vez con mayor frecuencia durante los últimos años, se publican artículos donde se postula que las ventajas de la RM superan a sus inconvenientes y, en general, al resto de métodos de imagen en la valoración de la osteolisis periprotésica en la cadera (127, 131, 132, 134, 137, 140).

1.3.2.2. Limitaciones técnicas

La RM ha presentado clásicamente algunas limitaciones en su empleo en el estudio de las ATC. La principal es el artefacto generado por el implante que, al igual que ocurre con la TC, distorsiona la imagen y reduce la calidad del estudio. Este proceso se debe a dos fenómenos. Primeramente, el metal provoca una degradación regional de la señal secundaria al rápido desfase de los núcleos excitados por la señal de la RM. En segundo lugar, la mayor susceptibilidad

magnética de los componentes respecto al tejido orgánico provoca alteraciones regionales de la frecuencia que oscurecen la imagen del tejido óseo y blando. Este artefacto depende de factores como la forma, el material del implante o su orientación. Sabemos que la imagen de artefacto es menor en implantes de titanio que en los de cromo-cobalto y se ha comprobado cómo es mayor en la cabeza femoral, por su forma esférica, que en el vástago, que se alinea paralelamente al campo magnético. En cualquier caso está claro que ha constituido un serio inconveniente para el empleo de la RM en la ATC (131, 141).

El interés en la utilización de la RM para el estudio de la ATC ha hecho que se hayan desarrollado técnicas para tratar de suprimir el mencionado artefacto. Uno de los autores que más ha profundizado en este tema es Potter, con sucesivos trabajos durante los últimos 10 años (131, 132, 138). El protocolo empleado puede parecer complejo, pero es reproducible por radiólogos y técnicos de diferentes centros, como el nuestro. Básicamente, la reducción del artefacto se consigue cambiando los parámetros de la secuencia de pulsos de la RM. Para ello pueden emplearse mayores anchos de banda en el receptor o modificaciones del perfil de radiofrecuencia (141). Además ciertas técnicas “fast spin-echo” emplean pulsos reorientadores de 180° , con lo que logran limitar la pérdida de señal debida a la dispersión. La descripción de la técnica puede resultar compleja para personal no dedicado a la radiología, pero podemos resumir que con ella se reducen los cambios de frecuencia que provocan la distorsión y se reduce el ruido radiológico que rodea a las ATC en una RM estándar (131, 142). Una explicación más detallada de la técnica radiológica destinada a reducir el artefacto y que de hecho fue empleada para la realización de este estudio, será comentada en el apartado de Material y Método.

1.4. Historia natural de la osteolisis. Estudio con resonancia magnética

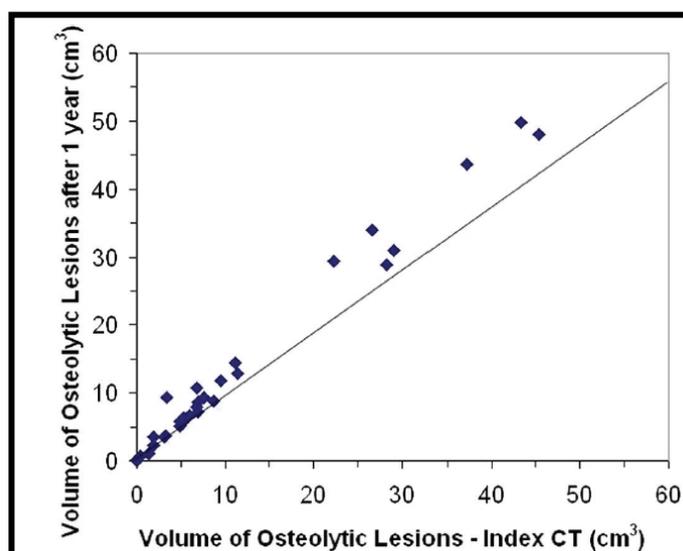
1.4.1. Progresión temporal y localización geográfica de las lesiones

Es lógico pensar que la historia natural de una enfermedad que compromete la viabilidad a largo plazo de los implantes debería ser bien conocida. En el caso de la osteolisis, sin embargo, muy pocos trabajos analizan la evolución temporal de las lesiones. Solamente cuatro estudios publicados en los últimos años abordan este tema con la suficiente rigurosidad (116, 118, 143, 144).

Aunque las lesiones osteolíticas se detectan de forma tardía, lo cierto es que su desarrollo se inicia antes de lo que se creía. Kitamura et al (116), en un trabajo del año 2006, constataron que, si bien el diagnóstico radiográfico simple se retrasaba hasta los 5,7 años, las lesiones se iniciaban, a los 1,3 años.

El hecho de que las lesiones empiecen a desarrollarse ya durante los primeros años de la artroplastia apoya la creencia de que el crecimiento de las mismas responde a una función no exponencial, sino lineal. Las publicaciones existentes a este respecto coinciden en afirmar que el crecimiento de las lesiones responde a una función lineal y proporcional al paso del tiempo. Terefenko et al. (143) le ponen cifra a este crecimiento, con tasas de expansión de entre 28 y 182 mm² cada año. La velocidad de progresión también depende del tamaño de la lesión. Howie et al. (118) estimaron un crecimiento medio de 3,3 cm³ cada 15 meses y comprobaron que las lesiones mayores eran también las que más riesgo de crecer tenían (figura 10). Este hecho, constatado por otros autores, tiene sentido: los factores que contribuyen a que una lesión lítica sea grande, la llevarán a seguir creciendo y cuanto más espacio exista para alojar el líquido sinovial cargado de detritus, más fácilmente llegará a nuevas localizaciones. En cualquier caso, se podrían modificar el seguimiento de los pacientes en función del tamaño de las lesiones: los pacientes con lesiones de menor tamaño y con menor riesgo de crecimiento requieren un seguimiento menos riguroso que aquellos con osteolisis más avanzadas (118, 145).

Figura 10. Crecimiento de las lesiones líticas en cm^3 por año medidas con TC. Tomado de Howie et al (118).

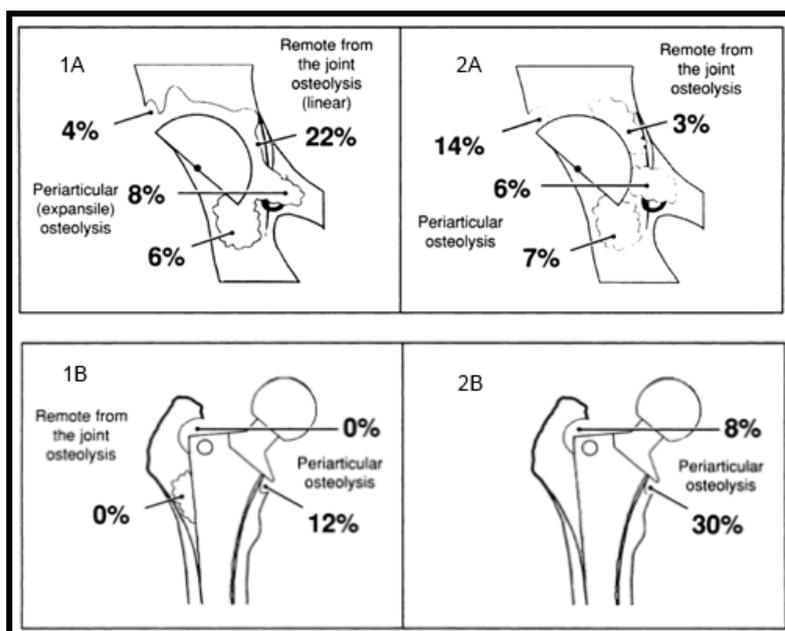


Como veremos, la relación entre el crecimiento de las lesiones y el tiempo es una relación indirecta. En realidad son otros factores los que condicionan de forma directa una mayor lisis. Por ejemplo la actividad física o la edad del paciente, que tienen al tiempo transcurrido como elemento multiplicador. Ya hemos citado con anterioridad, el interesante título de un artículo del año 2000 de Schmalzried et al (84), *“el desgaste es una función de uso, no de tiempo”*.

Si es difícil analizar el patrón temporal de crecimiento de lisis, más aun lo es conocer su carácter geográfico. Ya se ha explicado como solamente las técnicas de imagen más avanzadas permiten detectar la lisis en localizaciones complejas, como isquion o pubis (127, 136). A esto se le añade la disparidad en los resultados de los diferentes estudios, que es lógica teniendo en cuenta los distintos tipos de implantes y técnicas usados en cada caso (146, 147). En un estudio publicado en el año 1995, Zicat et al. (148). analizaron la lisis en distintas zonas (figura 11). Para ello se basaron en las 3 zonas acetabulares de De Lee – Charnley (149) y en las 7 zonas femorales de Gruen (150), tanto para implantes

cementados como no cementados. En cementados la afectación acetabular fue mayor en la zona 2 (30%) seguida de la 3 (6%) y 1 (4%) y la femoral ocurrió en la zona 7 (12%). En los no cementados, la acetabular fue mayor en la zona 3 (16%) y la afectación femoral solo tuvo lugar en las zonas 7 (30%) y 1 (8%).

Figura 11 . Localización habitual de lesiones líticas en ATC cementadas (1A y 1B) y no cementadas (2A y 2B). Tomado de Zicat et al. (148), 1995.



Las cifras de afectación acetabular publicadas en el mencionado trabajo, con clara preferencia por las zonas superiores, han sido descritas por otros autores. Kitamura et al (151), en su artículo del año 2005, optaron por otro sistema para clasificar la localización de las lesiones osteolíticas a nivel acetabular, basándose en la geometría del cotilo. En cualquier caso, las zonas superiores, 1 y 2, se afectaron hasta un 52% de los casos. En lo referido a la afectación femoral, también otros trabajos han publicado cifras similares de osteolisis, con valores superiores al 15% de afectación en zona 7 y casos aislados de compromiso en la zona 1 (152, 153). En un trabajo publicado por nuestro grupo de estudio, se obtuvieron unos resultados que encajan con los mencionados. De nuevo la zonas superiores, 1 y 2, se afectaron hasta en un

37,5% y un 60% respectivamente y las zonas 1 y 7 fueron las únicas zonas femorales afectadas (27,5% y 45% respectivamente) (154).

1.4.2. Patrones de crecimiento y concepto de espacio articular efectivo

Como hemos visto, la localización de las lesiones osteolíticas se reproduce de forma similar en diferentes estudios. Esto se debe a que dicha distribución responde a un patrón de crecimiento que, como veremos en la última parte de la Introducción, responde a diferentes factores. Tradicionalmente, se ha observado el desarrollo de osteolisis siguiendo un patrón lineal en ATC cementadas y una progresión expansiva en implantes no cementados, en función del camino seguido por las partículas en su extensión desde el espacio articular (148). En el caso de implantes cementados, puede formarse un estrato o interfase de tejido inflamatorio entre el cemento y el hueso que puede actuar como plano a través del cual se extiende la osteolisis. Ésta seguiría un crecimiento lineal, alejado de la superficie articular, en la región retroacetabular (155). En un interesante artículo publicado por Zicat et al. en 1995 (148), se comprobó que la osteolisis lineal en componentes cementados era del 22%, frente al 18% de osteolisis con crecimiento expansivo. Esta osteolisis expansiva es propia de implantes no cementados. Sin cemento, el trayecto más favorable para la distribución del líquido sinovial cargado de detritus son las zonas de tejido fibroso formado entre el implante y el hueso, allá donde la integración no es óptima, lo que ocurre con mayor frecuencia en implantes con coberturas incompletas o no circunferenciales de HA. Esto se traduce en un crecimiento de tipo expansivo extensivo, por continuidad, desde la proximidad del espacio articular. En el mencionado artículo, los componentes no cementados presentaron una tasa de osteolisis expansiva del 27%, frente al 3% de crecimiento lineal. Aunque parece que en estos implantes no cementados la osteolisis es igual o superior a los cementados, lo cierto es que no se asocia a mayor aflojamiento, sino todo lo contrario.

En este tipo de componentes acetabulares no cementados, se añade un elemento más: los tornillos y los orificios para los mismos, que suponen un nuevo frente de discusión. De hecho, el papel o la responsabilidad de los tornillos y de los orificios para tornillos sigue siendo controvertido. Stamenkov et al. (147)

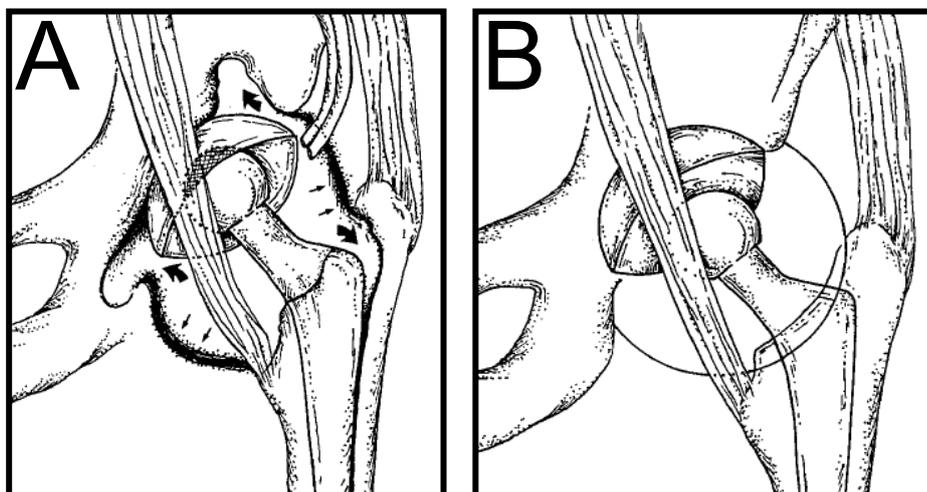
podieron comprobar cómo componentes con orificios no sellados presentaban una mayor lisis a nivel retroacetabular, en torno a dichos orificios, mientras que componentes sin orificios desarrollaban lesiones periféricas en anillo. La cuestión es que, aunque los orificios permitan la aparición de la lisis en regiones alejadas de la articulación, no parece claro que se asocien a mayores complicaciones (151). Partiendo de que la estabilidad de los componentes acetabulares depende en su mayor parte del soporte periférico del mismo, las lesiones generadas a través de los orificios en el trasfondo no parecen relacionarse con una mayor tasas de fracasos del componente (146). Por su parte, las osteolisis periféricas, desarrolladas desde la propia articulación, sí parecen implicar un mayor riesgo de aflojamiento aséptico. Es más, podría decirse que la presencia de orificios para tornillos, al permitir un drenaje del líquido cargado de detritus por el fondo del componente acetabular, reduce la osteolisis periférica y supone un menor riesgo de aflojamiento del implante, tal y como hemos observado en los recambios realizados en casos de nuestra serie.

En realidad, gran parte de la bibliografía de las dos últimas décadas apunta a un modelo que trata de explicar la naturaleza del crecimiento de las lesiones osteolíticas: el “espacio articular efectivo” (EAE) (“effective joint space”, en inglés). Uno de las primeras y más reiteradas referencias a este concepto aparece en los trabajos de Schmalzried et al. de los años noventa del pasado siglo (155, 156, 157). Básicamente, el EAE puede definirse como todas las regiones articulares o extra-articulares que son accesibles al líquido articular y, por tanto, a las partículas de desgaste del PE, responsables, en última instancia, de la respuesta inflamatoria que causa la osteolisis. Los límites físicos de este espacio vendrían dados por el grado de contacto o integración del implante en el hueso, en tanto en cuanto una barrera intacta hueso-implante impide el paso de partículas. La concentración de partículas en el mismo dependerá del nivel de desgaste del PE y de la capacidad de drenaje del sistema linfático, que es el encargado de eliminar dichos elementos extraños. En los mencionados trabajos, se realizaron estudios radiográficos y anatomopatológicos sobre casos de ATC con osteolisis localizadas (líticas) y difusas (lineales) y se concluyó que el desarrollo de un patrón u otro de pérdida ósea dependía de la dirección que siguiese el líquido articular dentro del

EAE. Es lo que se llamó el “flujo preferencial” (“preferential flow”). La preferencia para la dirección de dicho flujo viene dada por la presión hidrostática a la que dicho fluido se ve sometido. Ha sido demostrado como durante la actividad física o la vida diaria, ocurren grandes variaciones de presión en el líquido intraarticular en pacientes con ATC y que esta presión puede alcanzar cifras de hasta 198 mm de Hg (158, 159). Parece ser que las variaciones de presión se pueden generar durante la marcha o la actividad física en aquellos pacientes menos sedentarios y se asocian a la contracción muscular o los movimientos de la articulación, pero no necesariamente a la carga de peso. Por ello, los picos de cambios de presión no son cíclicos y ello contribuye a potenciar el crecimiento del espacio articular efectivo (155), ya que hace que el líquido salga de la articulación, se escape, o se dirija hacia las zonas de menor resistencia que quedarán incorporadas, de ese modo, al mencionado espacio.

Como describieron Schmalzried et al. (48), el binomio variación de presión – barrera física condiciona el tipo de lisis. Por ejemplo, la existencia de una interfase débil entre el implante cementado y el hueso, provocará la acumulación de macrófagos y la lisis a dicho nivel, si bien la lisis crecerá siguiendo dicha interfase y una distribución, por tanto, difusa o lineal. Dicho de otro modo, una presión elevada del líquido articular no es suficiente para provocar el daño óseo y de partes blandas que podemos observar en algunos recambios de ATC. Sin embargo, cuando a niveles elevados de presión intraarticular se añade una disminución de la resistencia de los tejidos adyacentes, pueden producirse herniaciones de dicho líquido (figura 12). La colocación de una ATC puede generar fibrosis posquirúrgica y contracturas musculares que aumenten la presión intracapsular. Además, la cirugía deja expuestos al contacto con las partículas elementos que, como el hueso intracapsular o la superficie articular, no están normalmente en contacto con el líquido intraarticular. Todo ello es la causa de la aparición de quistes intraóseos o de bursitis en partes blandas o recesos musculares que son, algunas veces, la forma clínica inicial de la osteolisis (157).

Figura 12. A. Representación de los límites naturales del EAE tras una ATC. B. Expansión de la pseudocápsula una vez superada la capacidad de drenaje linfático articular. Tomado de Schmalzried et al. (48).



1.4.3. Factores influyentes en la progresión y patrones de crecimiento

Dado que la osteolisis se produce debido a una respuesta inflamatoria frente a las partículas del PE, cabe pensar que la osteolisis será mayor cuanto mayor sea el desgaste de dicho componente. Sin embargo, existe cierta controversia acerca si la tasa de desgaste del PE guarda relación directa con la progresión de la osteolisis. Si bien parece claro que un mayor desgaste del PE asegura el inicio de la enfermedad, muchos trabajos han buscado sin éxito alguna relación entre la tasa de desgaste y la progresión de la lisis (21, 97, 116). Howie et al. (118) sí apreciaron esa relación, aunque su estudio solamente analizaba la progresión a un año y por ello la conclusión no es totalmente válida. Se cree que el inicio de la patogenia depende en gran medida de los detritus generados por el desgaste de PE, pero el avance temporal de la enfermedad depende, además, de otras variables diferentes al desgaste.

Por un lado, dado que la magnitud del desgaste condiciona el inicio de la enfermedad, es lógico pensar que todos aquellos factores que se asocian a un mayor desgaste de PE se asociaran también a una mayor incidencia de osteolisis. Estos factores fueron analizados en el capítulo correspondiente y entre ellos se encontraban: factores clínicos como el sexo masculino, un mayor peso, una

mayor altura, una menor edad o una mayor actividad física (60, 77, 78, 82, 83, 84) o factores quirúrgicos como un mayor tamaño de la cabeza femoral, una mayor abducción acetabular o ciertos pares de fricción no cerámicos (82, 88, 89).

Por otro lado, algunos autores no encuentran una relación clara entre el desgaste del PE y la progresión de la enfermedad. Esto es debido a que en dicha progresión participan otros factores que varían entre individuos. Algunos estudios han concluido que la influencia de la predisposición individual en el desarrollo de osteolisis tiene un peso tanto en el desarrollo de la osteolisis como en su forma de crecimiento (160).

1.4.3.1. Variables dependientes del paciente

Siempre tenemos presente un concepto que ya se ha comentado y posiblemente salga nuevamente a colación antes de finalizar la Introducción: aunque más desgaste supone una mayor osteolisis, esta relación no es lineal. Muchos casos con llamativo desgaste asocian una osteolisis poco significativa y viceversa. Por ello se cree que también intervienen distintos factores que varían interindividualmente y que, tanto a nivel local como sistémico, condicionan la destrucción de hueso. Los factores locales son, por un lado, los que dependen del implante y que se estudian en el apartado siguiente y, por otro, los dependientes de la respuesta humoral e inmunitaria, que también actúan sistémicamente y son diferentes para cada individuo (98).

A nivel local, debemos entender la patogenia de la enfermedad. La teoría más aceptada para explicar la osteolisis es la de la “enfermedad de las partículas” (109), según la cual, la osteolisis es una respuesta biológica frente a las partículas generadas por el desgaste del PE. Estas partículas, al ser fagocitadas por distintos tipos de células (macrófagos, fibroblastos, osteoblastos, etc.) alteran su función y las hiperestimulan, generando gran cantidad de citoquinas, factores de crecimiento y mediadores inflamatorios al medio extracelular (PGE-2, TNF- α , IL-1 β , IL-3, IL-6, M-CSF, GM-CSF, PDGF). Todos estos compuestos modulan la actividad de los osteoclastos, que, junto con la regulación de la RANK-L, son los últimos encargados de la reabsorción de hueso. Esta forma de ver la patogénesis,

que ha sido comprobada por autores como Sabokbar et al. (111), nos lleva a una conclusión clara: desde el momento en que todos estos factores moleculares y celulares están genéticamente codificados, son distintos en cada paciente, y también lo será la consecuente influencia sobre la enfermedad osteolítica.

Los factores locales no son los únicos implicados. Necesariamente existen factores sistémicos que actúan sobre ellos. Básicamente tres elementos son clave: el sistema inmunitario y los sistemas genético y hormonal, que regulan el anterior. Ya se ha explicado como actúan a nivel local, pero a nivel sistémico también existen variaciones. Si bien la respuesta inmunitaria en la osteolisis es una reacción inespecífica frente a un cuerpo extraño, en algunos pacientes parece que la respuesta inmunitaria cambia hacia una respuesta más específica que puede incluir fenómenos de hipersensibilidad (113, 114). Esta hipersensibilidad, cuyo resultado es una combinación de los mencionados sistemas, sería la principal causa de las variaciones sistémicas de la enfermedad osteolítica. Se cree que la respuesta sistémica se inicia ya tras la colocación de la ATC. Los elementos de la propia ATC y posteriormente del desgaste, actúan como haptenos, estimulando el sistema inmunitario. En base a variables como la composición genética y la competencia inmunitaria del enfermo, la exposición previa o no a los materiales, el grado de exposición (tasa de generación de partículas y la eficacia de los mecanismos de limpieza) o las propias características de las partículas, la susceptibilidad a las partículas puede ser muy diferente (113). Pacientes con sensibilidad *in vitro* demostradamente superior, han mostrado patrones innatos de expresión génica de citocinas repetida y cuantitativamente diferentes en respuesta a los estímulos proinflamatorios, en comparación con pacientes que no presentan la mencionada susceptibilidad *in vitro*. Esta es la base de la variación en la respuesta osteolítica entre individuos.

Sin embargo, es difícil confirmar estas teorías. Muy pocos autores han sido capaces de afirmar con cierta garantía la influencia inmunitaria, genética y hormonal en la osteolisis y, hasta donde una búsqueda bibliográfica profunda puede mostrar, ningún autor se ha aventurado a buscar una relación entre los

mismos y los distintos patrones de crecimiento que puede seguir esta enfermedad.

El segundo tipo de factores que cabe analizar en este apartado son los puramente epidemiológicos, como la edad, el peso, la altura o la actividad física. Respecto a la edad, se ha comprobado que pacientes más jóvenes tienen más osteolisis, (148, 161), si bien no está muy claro como ésta desempeña su papel. Ocurre algo similar con el peso y la actividad física. Dos artículos recientes, publicados por Lübbecke et al. (162, 163), analizan el papel desempeñado por ambos factores. La obesidad no parece ser un factor que se asocie positivamente a mayor osteolisis, sino más bien al contrario. Se ha observado que las mayores lisis ocurren en pacientes de peso normal, con una odds ratio ajustada de 2,6 posiblemente debido a que son los que presentan mayor actividad física. Y es que la actividad física sí es un factor que se ha reconocido como asociado a una mayor osteolisis. Los pacientes con una actividad física superior presentaron un riesgo 3,6 veces superior de desarrollar osteolisis que los pacientes más sedentarios. Esto tiene sentido si atendemos al concepto descrito de espacio articular efectivo. Los cambios de presión intraarticular serán evidentemente superiores en pacientes con más actividad física. Respecto a la altura, pocos trabajos analizan su papel, pero recientemente se la ha considerado como un factor asociado a mayor osteolisis, con una odds ratio de 0,905 por cada cm (82, 148). Es difícil encontrar más trabajos que analicen la implicación de este tipo de variables en la osteolisis, pues la mayor parte de artículos estudian esta implicación a través del papel de dichas variables sobre el desgaste, tal y como se ha explicado en el capítulo correspondiente (60, 77, 78, 82, 83, 84). Igualmente difícil es encontrar algún autor que trate de describir la influencia de algunos de estos factores en el patrón de crecimiento de la osteolisis. Esto último es seguramente debido a la escasez de estudios que analicen la osteolisis con un método de imagen que permita dicha descripción, como puede ser la RM.

1.4.3.3. Variables dependientes del implante y de la técnica quirúrgica

El otro grupo de variables que pueden analizarse son las relacionadas con la técnica quirúrgica. Este grupo incluye factores como las características físicas

del implante (tipo de fijación, distribución de la HA, presencia de tornillos, tamaño de cabeza) y variables dependientes de la técnica quirúrgica (abducción acetabular, cobertura HA, etc.)

El tipo de fijación condiciona la magnitud y el tipo de crecimiento de las lesiones. Ya se ha mencionado un artículo de Zicat et al. (148) donde se estudia este aspecto. Se ha descrito como los implantes acetabulares y femorales cementados presentan una mayor incidencia de osteolisis que los no cementados, el doble en algunas series, aunque ello no implique una mayor pérdida ósea. Respecto al tipo de crecimiento, las ATC cementadas siguen un crecimiento lineal y las no cementadas un crecimiento expansivo. En el caso de implantes cementados, la osteolisis crece linealmente, alejada de la superficie articular. Por el contrario, en implantes no cementados la osteolisis es expansiva, por continuidad, desde el espacio articular.

En este tipo de componentes no cementados, se añade un elemento más: los tornillos y los orificios para los mismos. El papel de los tornillos y de los orificios para tornillos sigue siendo controvertido. Existen trabajos que sugieren que la osteolisis se desarrolla mayormente siguiendo el trayecto marcado por los orificios, pero otros autores consideran que la lisis crece de forma periférica, independientemente de la presencia de tornillos (161, 164, 165). Stamenkov et al. (147) pudieron comprobar cómo componentes con orificios no sellados presentaban una mayor lisis a nivel retroacetabular, mientras que componentes sin orificios desarrollaban lesiones periféricas en anillo. En otro estudio se vio como un modelo acetabular con orificios para tornillos presentaba mayor número de lesiones en las zonas I y II de Charnley que otro modelo no perforado. La cuestión es que, aunque los orificios permitan la aparición de la lisis en regiones alejadas de la articulación, no parece claro que se asocien a mayores complicaciones. Partiendo de que la estabilidad de los componentes acetabulares depende en su mayor parte del soporte periférico del mismo, las lesiones generadas a través de los orificios en el trasfondo no parecen relacionarse con una mayor tasas de fracasos del componente (146, 151). Por su parte, las

osteolisis periféricas, desarrolladas desde la propia articulación, sí parecen implicar un mayor riesgo de aflojamiento aséptico.

El tipo de recubrimiento del implante también está implicado en el desarrollo de la osteolisis. Se sabe que en implantes no cementados, la calidad del recubrimiento poroso es básica y que la interrupción en la continuidad de dicho recubrimiento supone un mayor riesgo de osteolisis y de aflojamiento (166). Algo similar ocurre con el recubrimiento de HA. Se ha descrito que el recubrimiento con este material estimula el crecimiento óseo y mejora la estabilidad (167, 168). Sin embargo, su papel en la osteolisis sigue siendo un tema de debate. Algunos autores defienden que es responsable de un efecto sellado a nivel acetabular y femoral, reduciendo el acceso de las partículas a la interfase implante-hueso y frenando la progresión de la osteolisis. Según la teoría del espacio articular efectivo, el sellado de la interfase disminuiría el volumen del espacio articular efectivo, reduciendo la lisis. Además, parece ser que la presencia de este recubrimiento en torno a los orificios de los tornillos, reduce la posibilidad de expansión de la osteolisis a través de los mismos (99, 100, 161, 169, 170). En dos trabajos presentados por nuestro grupo en el Congreso Nacional de la Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología (SECOT) en el año 2011 ofrecimos los resultados de estudiar dichos fenómenos en nuestra serie de ATC. El controvertido papel de los orificios para tornillos, junto al demostrado beneficio del recubrimiento de HA, hace que algunos autores recomienden este último como sistema preferente para la fijación de codos no cementados (161). Todo tiene relación con el grado de porosidad de la superficie y se justifica con que los implantes de superficie pulida son más susceptibles al desarrollo de una cavidad peri-implante y la posterior migración de partículas de desgaste (171).

En lo que se refiere al tamaño de las cabezas del implante, no se ha demostrado que cabezas de mayor tamaño se asocien a menos osteolisis, si no que, por el contrario, algunos trabajos confirman que mayor diámetro supone mayor desgaste y consecuente osteolisis (81, 148). Esto hace que cada vez más cirujanos se debatan entre emplear cabezas mayores con un menor riesgo

luxante o menores, con menor tasa de osteolisis. La elección, como es lógico, dependerá de las características del paciente: edad, actividad física, peso, estado muscular, etc. Si predominan variables que inclinen la balanza hacia la luxación (edad avanzada, enfermedades neurológicas, etc.) tienen ventajas las cabezas grandes y si las características del enfermo hacen sospechar un desgaste precoz (edad temprana, actividad física intensa, etc.) debería optarse por cabezas con menores diámetros.

Por último, la presencia de irregularidades en la superficie de contacto articular o de partículas liberadas por otro tipo de implantes concomitantes acelera la osteolisis. No solamente porque supone un mayor desgaste, sino porque la capacidad de destrucción ósea de las partículas generadas por dicho desgaste, se ve potenciada por los elementos desprendidos de los arañazos de las superficies pulidas o por partículas metálicas resultantes de la corrosión de otros implantes metálicos, como cerclajes. Este concepto de “third body debris” no parece condicionar uno u otro patrón de crecimiento (92, 93).

Respecto a los factores que dependen de la técnica quirúrgica, ya han sido analizados en su relación con el desgaste del PE. De esa relación se deduce la mayor parte del efecto que tiene sobre la magnitud de la osteolisis, en tanto en cuanto dicha magnitud parece estar en relación con la cantidad de partículas liberadas por el desgaste. Se ha visto que el grado de verticalidad se asocia a un mayor desgaste del PE, aunque parece que no ocurre lo mismo con el centro de rotación (82, 88, 89). En uno de los trabajos a este respecto, Gallo et al. (82) comprobaron que los defectos osteolíticos de mayor tamaño a nivel femoral se asociaban a una posición más lateralizada de la cúpula implantada, aunque sin relacionar esto con ningún patrón específico de crecimiento (tabla 1). Otro autores creen que si la cúpula acetabular se apoya en el anillo periférico del cotilo es posible que el soporte propiciado por el hueso subcondral suponga una mayor resistencia a largo plazo (82, 83, 91). A nivel del vástago femoral ocurre lo mismo: aunque varios autores han establecido relaciones causales entre distintos factores y el grado de desgaste, ninguno plantea estas relaciones directamente con la osteolisis, ni mucho menos con los patrones de desarrollo de la misma. En

cualquier caso el desgaste y la potencial osteolisis dependen del centro rotacional de la cadera, siendo mayores a mayor valgo femoral y cuanto mayor es el “offset” femoral (83, 84, 91).

Tabla 1. Variables que influyen en la probabilidad de aparición de defectos óseos severos a nivel acetabular y femoral. Tomado de Gallo et al. (82).

Bone defect	Variable	Odds ratio	95% confidence interval		p value	R ²
			Lower bound	Upper bound		
Acetabulum Saleh type IV, V	Wear rate > 0.2 mm/year	4.146	1.222	14.066	0.023	0.155 ^a
	Increasing patient's height by 1 cm	0.898	0.837	0.963	0.002	
	Wear rate > 200 mm ³ /year	5.782	1.846	18.110	0.003	0.191 ^b
	Increasing patient's height by 1 cm	0.905	0.841	0.973	0.007	
Femur Saleh type III	Wear rate > 0.2 mm/year	5.862	1.584	21.699	0.008	0.141 ^a
	Higher position of the cup	3.688	1.391	9.781	0.009	
	Wear rate > 200 mm ³ /year	3.479	1.279	9.465	0.015	0.173 ^b
	Cup above the true acetabulum	3.292	1.153	9.397	0.026	

R² Nagelkerke R square
^a Model with linear wear rate data inclusion
^b Model with volumetric wear rate data inclusion

Llama la atención la notable falta de bibliografía en esta última parte de la Introducción en un área tan específica como los patrones de osteolisis. Si bien, muchos trabajos han encontrado las variables que causan un mayor desgaste u osteolisis, prácticamente ninguno ha podido hallar cuales de estas variables influyen un tipo u otro de patrón de crecimiento. Precisamente este vacío bibliográfico es el que hemos intentado llenar con este estudio, tal y como se describe más adelante.

1.5. Justificación del estudio

La ATC es una de la intervenciones con mayor importancia y repercusión dentro de la cirugía ortopédica . Es el tratamiento final para la coxartrosis y en cualquier unidad de cadera de todos los servicio de cirugía ortopédica supone gran parte de la actividad quirúrgica diaria (9, 10, 21, 22). Este peso específico es uno de los motivos que provocó un rápido inicio y desarrollo de la técnica. De hecho, es uno de los procedimientos que se vienen realizando desde hace más tiempo. Es conocida que la evolución clínica y radiográfica del sistema de baja

fricción de Charnley de hace 40 años no es fácilmente igualada ni siquiera con los implantes diseñados más recientemente (18, 19, 20, 60, 91). La supervivencia de estos modelos alcanza cifras muy elevadas, lo que lleva implícito el hecho de que para juzgar los resultados de otros implantes se precisen series con largo tiempo de evolución (11, 12).

La osteolisis es una complicación muy prevalente en las series largas de ATC y constituye actualmente la principal causa del aflojamiento aséptico de las artroplastias de cadera y la principal barrera a largo plazo para su supervivencia (55, 98, 99, 100, 101, 104, 105). Su estudio, sin embargo, se encuentra aún en fases precoces. Tras unas tendencias iniciales erráticas (recodemos la mal llamada “enfermedad del cemento”) la investigación ha ido profundizando en esta complicación, de modo que se ha estudiado con insistencia su etiología y patogenia (109, 110, 111, 112, 113, 114). Por desgracia, el análisis de su progresión y de su final relación con el fracaso de las prótesis no ha sido realizado con tanta meticulosidad. Muchos estudios revisan las causas del desgaste y de la osteolisis pero pocos trabajos analizan los patrones de crecimiento geográfico y temporal de las lesiones con métodos diagnósticos válidos (como la RM). Puede decirse que ningún autor, dentro de la amplia bibliografía consultada, estudia ambos elementos conjuntamente (109, 110, 111, 112, 113, 114, 116, 118, 143, 144, 147, 148, 155, 156, 157). En resumen existe una suficiente bibliografía acerca de la etiopatogenia de la osteolisis pero no de su modo de desarrollo y evolución final.

Ello es debido en parte a que no son estudios sencillos: precisan condiciones concretas y no fácilmente asociables. En primer lugar, requieren series de artroplastias que reúnan las características necesarias para un estudio de calidad: han de ser series amplias, de larga evolución y homogéneas. En segundo lugar, exigen técnicas diagnósticas específicas y poco disponibles para estudiar este fenómeno con suficiente calidad. Técnicas como la RM son de elevado coste y en ocasiones no tienen cabida, como mero método de estudio, dentro de la actividad hospitalaria de nuestro medio.

La justificación para la realización de este estudio se deriva, por tanto, de los dos puntos mencionados. En primer lugar, tras avanzar en una larga línea de investigación acerca de la osteolisis en las artroplastias colocadas en nuestro hospital, llegamos a un punto de no retorno. Percibimos el vacío bibliográfico existente en las vertientes más específicas de la misma y concluimos que se debía a las razones expuestas. Creemos que tan importante como conocer el inicio de esta patología es valorar como se desarrolla y en que modo provoca el fracaso de los implantes para, de este modo, poder actuar en consecuencia.

En segundo lugar, comprobamos que la serie de ATC empleada en nuestro estudio cumplía las características de tamaño, homogeneidad y amplitud que precisaría un estudio adecuado en este aspecto y que disponíamos de la tecnología y colaboración necesaria para llevarlo a cabo. Como hemos mencionado a lo largo de la Introducción, la RM es el mejor método para valorar las características geográficas de la osteolisis pero por desgracia, aún no existen muchos estudios que basen sus hallazgos en esta técnica. En nuestro caso, la colaboración económica de una empresa fabricante de implantes ortopédicos facilitó el impulso que garantizó el inicio de los estudios de RM, aunando, de ese modo, una serie óptima de casos, con una RM adecuada de cada uno de ellos y permitiendo plantear un trabajo de suficiente calidad.

Todo ello nos ha impulsado a realizar este trabajo de investigación en forma de Tesis Doctoral con la mayor rigurosidad posible.

2. Objetivos

En esta Tesis se ha pretendido analizar la evolución a largo plazo de una serie homogénea de ATC implantadas en un hospital general. Una vez conocido el curso clínico y radiográfico de estas prótesis, se ha querido determinar el papel de la osteolisis en su evolución y fracaso.

Para ello, y en primer lugar, hemos realizado una revisión bibliográfica sobre los resultados de otros autores, pertenecientes a centros generales o especializados en la cirugía de sustitución de la cadera. Tras constatar que la bibliografía, si implicamos a la RM como método de diagnóstico, no es muy abundante, nos planteamos revisar nuestros resultados.

Posteriormente hemos analizado una serie de casos consecutivos y uniformes de ATC de larga evolución, estudiando los casos con RM, para determinar las características de la progresión de la mencionada complicación, así como para determinar las variables que pueden influir en cada caso.

Este planteamiento inicial nos ha llevado a enunciar las siguientes preguntas de investigación:

1. ¿Cuál es la evolución a largo plazo de un modelo específico de ATC en relación con variables epidemiológicas, técnicas, clínicas y radiológicas analizadas?
2. ¿Cuál es la incidencia y gravedad de la osteolisis en la serie analizada y cuáles las características de su progresión geográfica y temporal en lo referente a magnitud y patrón de crecimiento?
3. ¿Qué influencia ejercen las variables analizadas en primer término sobre la existencia, gravedad y tipo de progresión geográfica y temporal de la enfermedad?
4. ¿Son nuestros resultados equiparables a la experiencia publicada por otros autores?

Dichas preguntas nos ha impulsado, a su vez, a plantear los siguientes objetivos principales para este trabajo:

1. Revisar la evolución a largo plazo de una serie de ATC, estudiando distintas variables epidemiológicas, técnicas, clínicas y radiológicas.
2. Conocer la utilidad de la RM como método diagnóstico para estudiar las características de la osteolisis en dicha serie, valorando su existencia, magnitud, distribución espacial, grado de continuidad, etc.
3. En base a los dos objetivos anteriores, determinar la posible influencia de las distintas variables revisadas, tanto sobre la presencia y gravedad de la osteolisis, como sobre su patrón de crecimiento.

Un último objetivo implícito en los 3 anteriores será comprobar la coincidencia de los hallazgos con trabajos preexistentes:

4. Precisar si los hallazgos de nuestra sería son concordantes con otros estudios, tanto en los factores causales de osteolisis, como en sus características y en su patrón de crecimiento, determinando si dicho patrón coincide con alguno descrito previamente en la literatura.

3. Material y método

3.1. Características del estudio

3.1.1. Tipo de estudio

El trabajo realizado se trata de un estudio observacional, analítico y descriptivo. Se ha llevado a cabo como un análisis retrospectivo, longitudinal y anterógrado a partir de una serie de casos parcialmente consecutivos, cuyas características se describirán posteriormente.

El nivel de evidencia del estudio correspondería, probablemente, a un nivel 3 o 4, de acuerdo con la graduación del Centro de Medicina Basada en la Evidencia actualizada en el año 2009 (172).

3.1.2. Población del estudio

Para la selección de los casos empleados, se siguieron las normas habituales que rigen el manejo de poblaciones para la elaboración de análisis estadísticos. Dentro del conjunto de población del contexto en el que se realizó este trabajo (individuos pertenecientes al área sanitaria III del Principado de Asturias), la población de estudio o población diana empleada quedó constituida por todos aquellos pacientes que fueron sometidos en el Hospital San Agustín de Avilés (HSA) a una intervención de artroplastia total de cadera entre 1992 – 2010. Dado que no todos los casos eran valorables, se seleccionó aquellos pacientes que formaban parte de una población accesible. Sobre dicho grupo accesible, se aplicaron los criterios de inclusión y exclusión pertinentes, que se exponen a continuación, dando lugar a un grupo poblacional elegible en base al cual se obtuvo la muestra para el estudio.

3.1.3. Criterios de inclusión y exclusión

Las elección de los criterios de inclusión se basó en la búsqueda de casos de osteólisis, estudiados mediante RM, en implantes de larga evolución y homogéneos (tabla 2).

Dado que nuestro objetivo era el estudio de las osteolisis en artroplastias de larga evolución, el primer criterio de inclusión fue el de casos intervenidos de artroplastia total de cadera primaria entre los años 1992 y 2010 y, por tanto, con un tiempo de evolución máximo de 20 años y mínimo de 3.

Teniendo en cuenta que el volumen de información clínica y radiográfica debía ser suficiente, como segundo criterio de inclusión, solo consideramos aquellos pacientes cuya información pre, intra y posoperatoria había sido recogida en un protocolo de seguimiento de artroplastias de larga evolución, ya utilizado para otros estudios.

Consideramos que la homogeneidad era una características básica en la serie por lo que el tercer criterio de inclusión fue que, en todos los casos, se tratase de artroplastias implantadas en nuestro hospital, con el mismo modelo de implante (BiHAPro®, Biomet Ltd. Bridgen, South Glamorgan, Reino Unido) realizado por un grupo reducido de cirujanos y con el mismo par de fricción.

Por último, como cuarto criterio también se incluyeron, aquellos casos que, sin formar parte de la serie consecutiva de artroplastias, presentaban la sospecha clínica o radiográfica de osteolisis periprotésica, en forma de sensación de inestabilidad, chasquidos, dolor de origen desconocido o por la detección de alguno de los signos radiológicos que se describirán en otro apartado, tanto de desgaste de PE como de la propia osteolisis.

Otros criterios de inclusión adicionales fueron:

Quinto: Pacientes a los que se había realizado un estudio de TC para detección de osteolisis y en los que se apreciaban lesiones líticas.

Sexto: Casos en los que se realizó un RM de pelvis como parte del estudio por estar intervenidos de una cadera y portaban una artroplastia de cadera contralateral, existiese o no sospecha de enfermedad osteolítica.

Los criterios de exclusión en los que nos basamos para rechazar los casos no adecuados (tabla 2) fueron:

1º Perdida de seguimiento clínico o radiográfico del paciente, por cambio de área sanitaria, fallecimiento del enfermo u otras causas

2º Casos que presentaron complicaciones mayores, aparte de subluxaciones o aflojamientos asépticos secundarios al desgaste del polietileno, como luxaciones completas, infecciones o fracturas periprotésicas.

3º Casos que precisaron una cirugía de revisión y que no disponían de RM previa a dicha cirugía. Si la RM se realizó con posterioridad a la cirugía de revisión y dicha cirugía supuso el recambio del implante, el caso fue excluido.

4º Pacientes que no aceptaron ser incluidos en el estudio tras solicitarse un consentimiento informado verbal.

Otros criterios de exclusión que responden al no cumplimiento de los de inclusión fueron:

5º Pacientes en posoperatorio reciente o con una evolución inferior a 3 años.

6º Pacientes cuya información clínica recogida, estudios radiográficos o de RM no fuese de la calidad suficiencia para una correcta valoración o aquellos que no fueron valorados de acuerdo con el protocolo de estudio mencionado.

7º Casos intervenidos en otro centro, con artroplastias parciales, bipolares o con un modelo de implante o par de fricción diferente al de elección.

Tabla 2. Resumen de los criterios de inclusión y exclusión empleados.

Criterio	Inclusión	Exclusión
Tiempo evolución	> 3 ó < 20 años	< 3 ó >20 años
Protocolo clínico y radiográfico de estudio	Completo	Incompleto
Homogeneidad	Sí	No
Sospecha de osteolisis	Sí	-
TC pelvis	Sí	-
RM pelvis	Sí	-
Consentimiento informado verbal	-	No
Seguimiento clínico	-	No
Complicación mayor	-	Sí
Cirugía de revisión (sin RM previa)	-	Sí

3.1.4. Características de la muestra del estudio

En el año 2010, la población del área sanitaria correspondiente a nuestro hospital era de 155.000 habitantes aproximadamente. La población diana (pacientes intervenidos anualmente de ATC) supuso en ese mismo año 182 casos, lo que, extrapolado al periodo estudiado, supone más de 2000 implantes desde 1992. Dentro de ese grupo, la población accesible sobre la que se aplicaron los criterios de inclusión y exclusión fue de 355 casos. Tras aplicar dichos criterios, como se describe en la tabla 3, se obtuvieron 86 casos para el estudio (59 pacientes y 27 con implante contralateral).

Estos casos se obtuvieron, por tanto, como una serie consecutiva de casos que cumplían los criterios de inclusión, sobre todo, la sospecha de osteolisis, que fue el parámetro que supuso un mayor filtro para el muestreo.

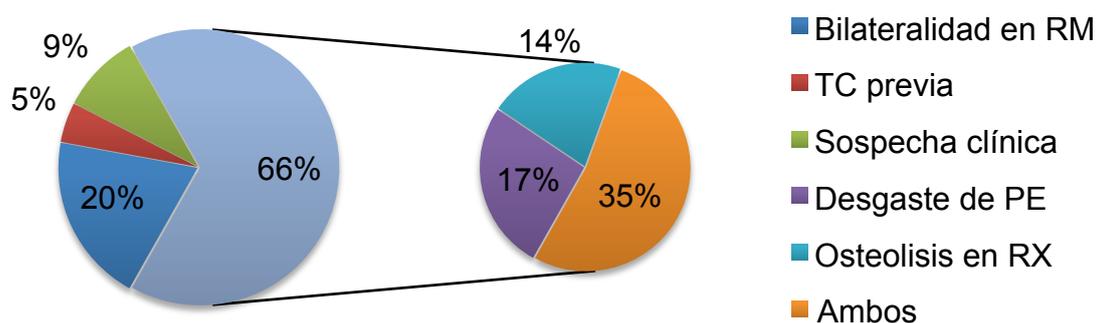
Tabla 3. Causas de no inclusión o exclusión de pacientes.

Criterio	Casos excluidos	Motivo de exclusión
Tiempo evolución	45	Evolución inferior a 3 años
Protocolo clínico y radiográfico de estudio	40	Incompleto
Homogeneidad	24	Diferente modelo, par, etc.
Sospecha de osteolisis	94	Ausencia de sospecha de osteolisis
Consentimiento informado verbal	3	No dieron consentimiento
Seguimiento clínico	35	Éxito, cambio de área, etc.
Complicación mayor	12	Luxación, infección o fractura
Cirugía de revisión (sin RM previa)	16	Recambio protésico
Total pacientes excluidos	269	

Una vez cumplidos el resto de criterios de inclusión (tiempo de evolución, homogeneidad y documentación), el motivo de la Introducción en el estudio y de la realización de la RM correspondiente fue la sospecha de enfermedad osteolítica en más de la mitad de las artroplastias (65 casos). Existió una sospecha radiológica, bien de forma indirecta por apreciación de desgaste del PE (15 casos), bien de forma directa por visualización de lesiones líticas (12 casos) o por presencia de ambos elementos (30 casos). La sospecha clínica se basó en la presencia de dolor articular de naturaleza mecánica, debilidad muscular o claudicación y fue el motivo de reclutamiento en una pequeña proporción de casos (8 casos). El resto de casos fueron incluidos bien por la presencia de una ATC contralateral que quedó incluida en la RM de pelvis realizada por la ATC inicialmente estudiada (17 casos) o bien por la existencia de una TC previo de pelvis que confirmaba la presencia de osteolisis, todos ellos parte de un estudio realizado con anterioridad y que empleaba dicha prueba de imagen como método diagnóstico (4 casos). Cabe destacar que los casos con ATC bilateral (27 casos) no corresponden necesariamente con los casos incluidos por presentar ATC contralateral en la RM (17 casos), ya que, de esos 27 casos, 10 se incluyeron por

sospecha clínica y no por ser bilaterales. Los motivos de Introducción en el estudio se recogen en la figura 13.

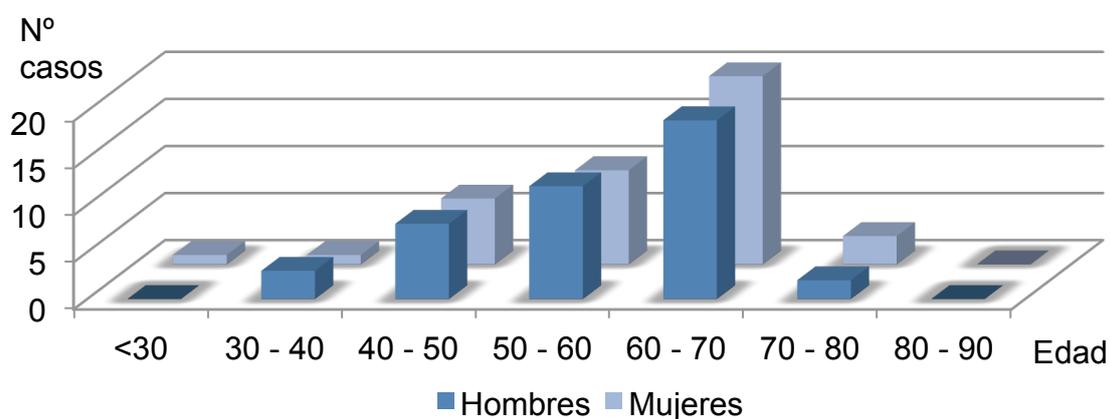
Figura 13. Distribución de los casos (en %) en función de los motivos de introducción en el estudio.



Las características demográficas se exponen a continuación. Dado que algunos parejas de casos proceden del mismo paciente, hay que realizar una aclaración. Los 86 casos correspondieron a 59 pacientes, ya que de esos 59 pacientes, en 27 casos se estudiaron ambas caderas. Dado que la edad de un mismo paciente varía según el momento en que se haya intervenido de cada cadera, esta variables es mejor expresarla por caso, no por paciente. Respecto al sexo, puede mostrarse tanto contabilizando los pacientes, como los casos. La edad media de los casos en el momento de la cirugía fue de 57,28 años con una desviación estándar (DS) de 9,784 y unos valores mínimo y máximo de 29 y 78 años respectivamente. En los hombres la edad media fue de 56,22 y en las mujeres de 58,38. De los 59 pacientes, 33 fueron hombres y 26 mujeres. Del total de 86 casos, 44 correspondieron a hombres y 42 a mujeres. La distribución de los casos por décadas de edad y para ambos sexos se recoge en la figura 14. La altura media de los pacientes fue de 165,40 cm (DS: 8,57) con 150 cm de mínimo y 185 cm de máximo. El peso medio fue de 76,23 Kg (DS: 12,91) con un mínimo

y máximo de 54 y 115 kg respectivamente. La media del IMC fue 27,73 (DS: 3,27) con 18,93 y 36,30 de valores mínimo y máximo respectivamente.

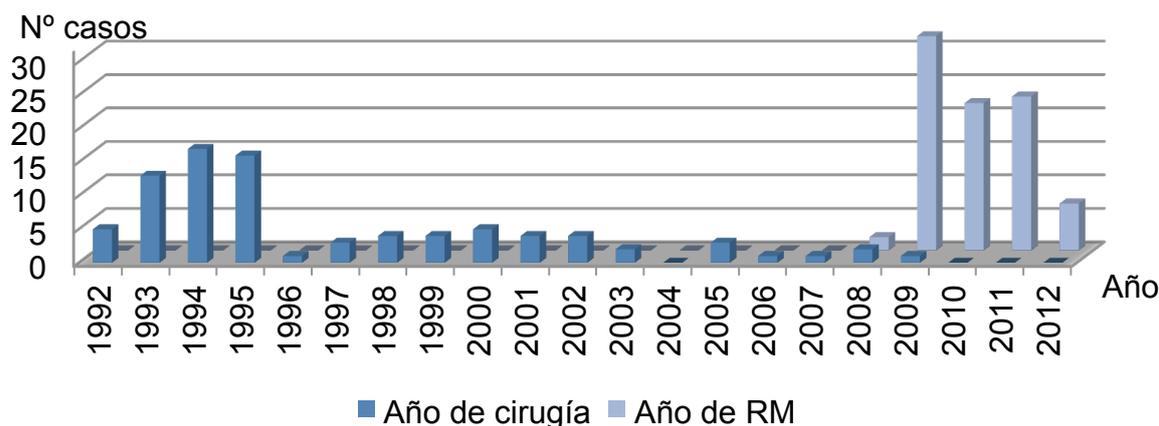
Figura 14. Distribución de casos (en número absoluto) en función de la edad (agrupada en décadas).



En lo que se refiere a la cirugía propiamente dicha, la ATC fue indicada por coxartrosis idiopática o primaria en 67 casos, debido a patología displásica previa en 8, a necrosis avascular de la cabeza femoral (NACF) en 7 y a otras causas (coxartrosis postraumática, posinfecciosas, etc.) en 4 casos. En 42 casos la cirugía fue en la cadera derecha y en 44 casos fue izquierda. El tiempo medio de evolución desde la intervención quirúrgica hasta la realización del estudio de RM fue de 13,14 años (DS: 4,073) con un máximo de 19 años y un mínimo de 3. La mayor parte de los casos con menor tiempo de evolución corresponden a aquellas artroplastias de un lado que entraron en el estudio al poder ser valoradas en la RM de una cadera contralateral de mayor tiempo de evolución. La distribución de las intervenciones quirúrgicas y de las RM realizadas puede verse en la figura 15. El grueso de casos procede de la primera mitad del periodo estudiado, dado que, como se ha dicho, los pocos casos de menor tiempo de evolución son los incluidos por bilateralidad en RM. Se ha de destacar que una gran parte de los casos (54 casos) presentaban dos ATC en el momento de realizar la RM. El carácter degenerativo de la enfermedad a menudo implica una afectación

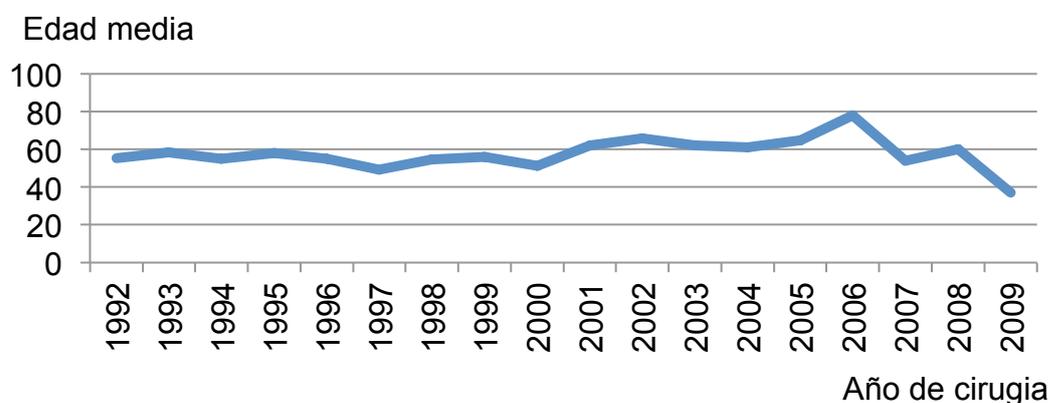
bilateral. De esos 54, solo en la mitad, dicha cadera contralateral reunía los criterios de inclusión.

Figura 15. Distribución de casos (en número absoluto) en función del año de realización de la cirugía primaria y de la RM.



Como última observación demográfica podemos analizar la edad media de los pacientes en el momento de la realización de la cirugía. En la figura 16 se puede observar como la edad media se mantiene más o menos constante a lo largo de los años, aunque con un discreto incremento en la segunda mitad del periodo estudiado. La evolución demográfica de la población diana, con tendencia al envejecimiento y una mayor esperanza de vida, justifica este hallazgo.

Figura 16. Variación de la edad media al someterse a la cirugía primaria en función del año de realización de dicha cirugía.



3.2. Características del implante y técnica quirúrgica empleados

A la hora de hablar de los objetivos y en el momento de definir los criterios de inclusión y exclusión, una de las características que consideramos básicas en este trabajo es la homogeneidad, que nos ayuda a reducir los sesgos y mejorar la calidad y reproducibilidad del estudio. Éste principio de homogeneidad es patente especialmente al hablar de implante empleado en la serie. En cada uno de los casos analizados el implante fue el mismo modelo de ATC que, con ligeras modificaciones en su diseño realizadas por el propio fabricante, mantuvo intactas sus características desde las primeras a las últimas artroplastias implantadas. Solo existieron algunas variaciones quirúrgicas que están perfectamente registradas, como la colocación o no de tornillos a nivel acetabular. La artroplastia empleada corresponde al modelo BiHAPro® (Biomet Ltd. Bridgen, South Glamorgan, Reino Unido). Una captura de la técnica quirúrgica del implante puede verse en la figura 17 y sus características son descritas a continuación.



Figura 17. Portada de la técnica quirúrgica de la ATC modelo BiHAPro®.

El nombre comercial BIHAPro® corresponde a la siglas, en inglés, de Biological Hydroxyapatite Prosthesis. Este implante, desarrollado por la compañía inglesa Biomet Ltd, comenzó a utilizarse en nuestro país durante el año 1992,

después de haber superado los estudios biomecánicos y experimentales pertinentes. Inicialmente se implantó en tres hospitales pertenecientes a la misma comunidad autónoma, que ya presentaban una dilatada experiencia con artroplastias de hidroxapatita, habiendo empleado los modelos Furlong® u Omnifit® con anterioridad. Uno de esos hospitales fue el HSA, en cuya serie de pacientes se basa este trabajo. La aceptación e indicación del implante fue amplia ya desde el inicio, colocándose hasta 350 implantes acetabulares de ese modelo durante los primeros dos años. Los principios de esta artroplastia respondieron a la intención de lograr una fijación máxima del implante. A principios de los años noventa, la evolución irregular de cotilos roscados, vástagos de apoyo metafisodiafisario y sistemas de integración ósea no basada en HA, hicieron que se buscara un diseño con una buena fijación ósea, tanto primaria (acetábulo con aletas y vástago grueso y antirrotatorio) como secundaria y terciaria (cotilo con un recubrimiento óptimo de HA y vástago grueso y con HA a nivel metafisario y fino y liso a nivel diafisario, para evitar el “stress-shielding”).

Aunque ha sido un implante cuyo inicio estuvo ligado a solo tres centros, la artroplastia BiHAPro se ha extendido a otros centros nacionales y extranjeros, alcanzando un respetable número de implantes anuales y presentando unos resultados por encima de la media en lo que a curvas de supervivencia y ausencia e complicaciones se refiere. Si bien, por el volumen de implantes, los estudios no son tan abundantes ni amplios como en otros modelos más universales, todos coinciden en otorgarle una supervivencia a largo plazo óptima, sobre todo al vástago (46, 173, 174, 175).

3.2.1. Cúpula acetabular

Aunque, tal y como describiremos, algunas características de la cúpula acetabular variaron con el paso de los años, los rasgos principales se mantuvieron intactos. Se trata de una cúpula fabricada en aleación de titanio con una superficie rugosa y un recubrimiento de HA tipo plasma-spray de 75 micras de grosor (figura 18). Su forma es hemisférica, con un diámetro de 46 a 70 mm repartidos en 13 tallas (incrementos de 2 mm) y con una profundidad de 22 a 28 mm. Presenta tres aletas antirrotatorias en su perímetro para facilitar la fijación

primaria y una ventana central que permite la colocación de injertos. La variación en sus características viene dada en dos elementos siendo el punto de inflexión el año 1994. En primer lugar el número de orificios para tornillos. El implante inicial presentaba 7 y el posterior a 1994 solamente 3, normalmente situados en región posterosuperior, una vez impactada la cúpula. Estos orificios permiten la colocación de tornillos de 6,5 mm de diámetro y una longitud de 25 a 50 mm y, todos ellos, dan la posibilidad de la colocación de dichos tornillos con angulaciones de hasta 15°. Tanto estos orificios como el de la ventana para injerto son susceptibles de ser sellados con tapas roscadas antes de la colocación del PE. El segundo elemento discordante es el sistema de anclaje del PE. Previamente al mencionado año el sistema de fijación era el Hexa-loc® y posteriormente se empleo el sistema Ring-loc®. No cabe describir la tecnología de ambos sistemas pero hay que destacar que ambas variables (número de orificios y tipo de anclaje) se tuvieron en cuenta a la hora de realizar el estudio.

Figura 18. Visión frontal y lateral de la cúpula acetabular BiHAPro® donde se pueden observar las aletas antirrotatorias, el recubrimiento de HA y los orificios para tornillos.



3.2.2. Vástago femoral

El vástago femoral ha permanecido inalterado a lo largo de los años, respaldado por los resultados. Se trata de un vástago fabricado en aleación de titanio y de configuración anatómica, con 21° de angulación y con dos partes claramente diferenciadas (figura 19). Tiene un total de 10 tallas de grosor y longitud. Presenta una porción proximal, más ancha y con un recubrimiento de HA tipo plasma-spray de 60 a 90 micras de grosor. En esta parte, en la que se basa la integración ósea, existen unas aristas laterales que refuerzan las características antirrotatorias y un orificio que es empleado por el impactor y el mango extractor. A diferencia de otros modelos, y dado su diseño, no presenta collar de apoyo. La zona distal, es estrecha y lisa, sin HA, lo que evita el apoyo cortical y el consecuente “stress-shielding”. A nivel proximal el vástago permite la colocación de cuellos de 5 longitudes diferentes y a nivel distal es posible la colocación de un centralizador que ayuda a evitar la colocación en varo del implante.



Figura 19. Visión frontal del vástago femoral BiHAPro® donde se aprecia el diseño anatómico y las dos zonas diferenciadas de su estructura, con una mitad proximal ancha y recubierta de HA y una distal estrecha y lisa.

3.2.3. Par de fricción

Si bien este modelo de artroplastia admite diferentes combinaciones de pares de fricción, atendiendo al concepto de homogeneidad ya mencionado, en todos los casos estudiados se empleó el mismo: par metal – PE. El PE ha

experimentado cambios a lo largo de los años. El concepto inicial Arcom® (un polietileno de muy alto peso molecular o UHMWPE) ha sufrido modificaciones hasta convertirse en el E-poly®, empleado en los últimos implantes y consistente en un núcleo de polietileno de última generación o HXLPE (polietileno altamente entrecruzado). Este PE puede colocarse en 12 posiciones diferentes según su rotación dentro de la cúpula y existe la posibilidad de emplear una variante Hi-Wall® que permite colocar un suplemento en su grosor de 10° a modo de pared que aumenta la estabilidad del implante (figura 20). En todos los casos se emplearon cabezas metálicas de aleación cromo-cobalto 28 o 32 mm.

Figura 20. Visión lateral y frontal del polietileno E-poly® montado sobre la cúpula BiHAPro® . Puede observarse el sistema de anclaje y las doce posiciones posibles de fijación.

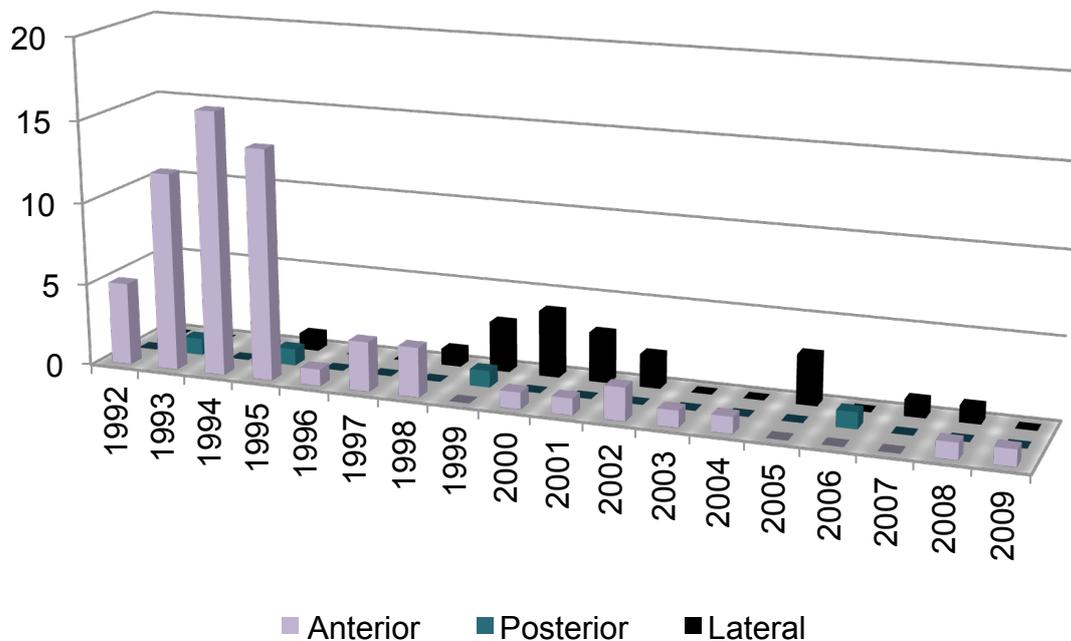


3.2.4. Técnica quirúrgica

En nuestro hospital, tradicionalmente ha sido empleado el abordaje anterior de cadera asociado a la implantación del modelo artroplástico de baja fricción de Charnley. De este modo, la gran mayoría (62 casos) de ATC de esta serie se implantaron empleando la vía anterior de Smith-Petersen modificada. Este abordaje, que discurre a través del intervalo entre el músculo tensor de la fascia lata y el sartorio, desinsertando de la cresta iliaca los glúteos mediano y menor y el tensor de la fascia lata, permite lograr una gran exposición acetabular,

facilitando la implantación del cotilo (a costa de desprender la musculatura abductora de su inserción pélvica) y obtener una mayor estabilidad primaria del implante, reduciendo las tasas de luxación. No obstante, durante la segunda mitad del periodo de implantación, otros abordajes han ido adquiriendo protagonismo. El abordaje posterior, sureño o de Moore, es una vía más anatómica y conservadora que ofrece una comodidad excelente para trabajar la porción proximal del fémur y que, realizada adecuadamente, iguala las cifras de luxación de la vía anterior. Este abordaje fue el segundo en frecuencia, con 4 casos. Por último, el abordaje lateral directo, que combina las ventajas de ambos abordajes anteriores, pero dificulta la exposición ósea, se limitó a ser empleado por uno o dos cirujanos. Del total de casos estudiados, solo 4 corresponden a esta vía. La distribución de las vías de abordaje por años puede observarse en el figura 21.

Figura 21. Distribución de casos (en número absoluto) en función del año de realización de la cirugía primaria y del abordaje empleado.



La técnica quirúrgica en sí no difiere de la de cualquier ATC no cementada. Una vez realizado el abordaje quirúrgico y la osteotomía cervical del fémur, se procede al tiempo acetabular. Empleando una fresa hemisférica de corte unidireccional se excava la superficie cartilaginosa del cotilo hasta alcanzar hueso subcondral sangrante (figura 22). Se recomienda profundizar con las dos primeras fresas y emplear el resto en ampliar circunferencialmente el cotilo, teniendo precaución de no perder el apoyo en ninguna de las paredes pélvicas. Posteriormente, se comprueba el tamaño acetabular correspondiente a la última fresa empleada con un cotilo de prueba y se implanta el definitivo. En este momento, según la estabilidad primaria conseguida puede optarse por el empleo de tornillos de fijación acetabular, hasta tres, previo brocado de, al menos, una cortical. A continuación se prepara el fémur proximal. Empleando inicialmente un escoplo-ventana, se labra suficientemente el hueso esponjoso medial al trocánter mayor para evitar una varización del implante. Luego se emplean fresas cónicas, rectas y manuales para obtener el tamaño adecuado en metáfisis y diáfisis. Posteriormente se pasa a utilizar las raspas, de tamaño sucesivo, y con la misma forma que el vástago final pero dentadas, que prepararan el fémur para el implante. Con la última de estas raspas colocadas, se prueba el tamaño de cuello necesario y la cabeza que se va a utilizar para comprobar la longitud y estabilidad del implante. Finalmente se coloca el PE (dejando la elevación hi-wall® antiluxante en la posición adecuada según la vía), el vástago femoral con un centralizador distal, la cabeza y el cuello y se reduce la prótesis. Es importante comprobar la reducción y estabilidad del implante en las posiciones de riesgo según la vía empleada, como la posición de “slip” en la vía posterior (flexión, aducción y rotación interna).

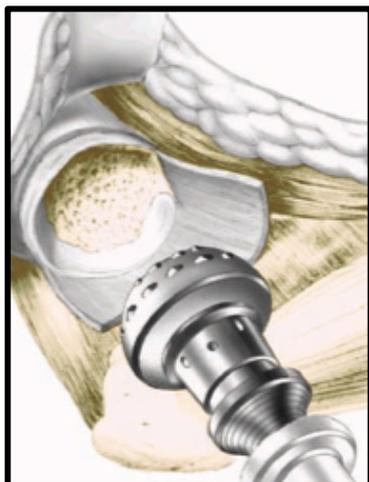


Figura 22. Captura de la técnica quirúrgica donde se aprecia el momento correspondiente al fresado de la cavidad acetabular.

3.3. Recogida de datos y documentación del estudio

La recogida de datos clínicos y radiográficos para este estudio se dividió en dos tiempos de documentación, cada uno con sus propias fuentes.

En primer lugar, los datos correspondientes a la valoración preoperatoria, las peculiaridades de la intervención quirúrgica y los seguimientos periódicos de rutina realizados en consultas externas se obtuvieron a partir de un protocolo de estudio de ATC existente previamente a la realización de este trabajo y del que se tomaron aquellas variables que se consideraron oportunas. En esta parte de la documentación la información clínica se obtuvo, por tanto, de un soporte físico correspondiente a los archivos del mencionado protocolo y a las carpetas clínicas de cada paciente, mientras que las variables radiológicas que no se encontraban recogidas en dicho protocolo o lo estaban de forma deficiente, se calcularon a partir de radiografías, igualmente en formato físico. De este modo, esta parte de la documentación se englobó dentro del protocolo de seguimiento a largo plazo de las artroplastias del centro y se completó, cuando fue necesario, con los datos del seguimiento clínico y radiológico habitual del servicio. El mencionado protocolo forma parte de un estudio multicéntrico iniciado a principios de los años 90 y que tenía como propósito evaluar la evolución a largo plazo de las artroplastias implantadas por nuestro servicio. Concretamente de un modelo, el BiHAPro®, que es el modelo estudiado en la presente Tesis Doctoral. Cada uno de los “dossier”

completados está formado por varios apartados, incluyendo la valoración preoperatoria del paciente, las características de la intervención quirúrgica, el resultado radiográfico de la misma y el estado clínico y radiológico del paciente y su implante en periódicas revisiones anuales. Consideramos que no es oportuno describir en profundidad dicho protocolo en este trabajo. De la gran cantidad de variables recogidas por el mismo, como parámetros radiográficos (inclinaciones de los componentes, distancias entre elementos del implante) y clínicos (dolor, movilidad y otros parámetros clínicos basados en la puntuación de la escala Johnston (32), solo algunos considerados oportunos fueron incluidos en las bases de datos empleadas en este trabajo de Tesis. Aquellas variables que fueron incluidas serán descritas posteriormente. En la figura 23 se reflejan dos páginas del protocolo, correspondiente a parte de la valoración preoperatoria y a uno de los primeros seguimientos.

Figura 23. Páginas del protocolo correspondientes a la valoración preoperatoria y a los 6 meses.

EVALUACION PREOPERATORIA		Prótesis Total de Cadera BIHAPRO - 1	
CENTRO 03	Nº ORDEN 1167	Nº HISTORIA CLINICA 169964	
A. IDENTIFICACION DEL PACIENTE INICIALES PACIENTE: M L F SEXO (H/M): H EDAD: 52 PESO: 88 ALTURA: 172 PROFESION: 1 ACTIVIDAD FISICA 2. NO ACTIVIDAD FISICA 3. SE IGNORA			
B. PROCESO ORIGINAL LADO (D/I): I X ARTROSIS PRIMARIA: a) ATROFICA b) HIPERTROFICA c) NORMATROFICA 2) ARTROSIS SECUNDARIA: a) D.C.C. b) N. O. C. c) POSTRAUM. d) PERITIS e) EPIFISIOL. f) OTRA 3. ARTRIT. REUMAT. 4. ESPOND. ANQUIL. 5. NECROSIS AVASC. 6. TUMORES OSEOS: a) PRIMITIVOS b) METASTASICOS c) SE IGNORA TIPO 7. INFECCIONES: a) SEPTICAS b) TUBERCULOSAS c) OTRAS 8. FRACASO DE TECN. ANTER.: a) OSTEOTOMIAS b) ARTROPL. PARC. (TIPO): c) ARTROPL. TOT. (TIPO): 9. OTRAS TECNICAS (TIPO):		E. EVALUACION CLINICA E.1. DOLOR (de 0 a 7 puntos) E.1.a. Grado (de 0 a 3): 1 E.1.b. Ocurrencia (de 0 a 4): 1 E.2. ACTIVIDAD LABORAL (de 0 a 10 puntos) E.2.a. Ocupación (de 0 a 1): 1 E.2.b. Tipo de activ. (de 0 a 5): 4 E.2.c. Nivel de activ. en 3 últimos meses (de 0 a 4): 1 E.3. FUNCION (de 0 a 9 puntos) E.3.a. Ponerse zapatos y calcetines (de 0 a 3): 2 E.3.b. Subir y bajar escaleras (de 0 a 4): 2 E.3.c. Levantarse de sentado (de 0 a 2): 2 E.4. DEAMBULACION (de 0 a 13 puntos) E.4.a. Capacidad de caminar (de 0 a 7): 5 E.4.b. Tiempo al caminar sin soporte (*) (de 0 a 6): 3 (*) Con soporte anotar un punto menos TOTAL PUNTOS APARTADO E (de 0 a 39): 29	
C. CAUSA DE INTERVENCION 0) DOLOR (Tiempo de aparición en meses) 24 1) CLAUDICACION (T. de aparición en meses) 24 2) DISM. DE FUNCION (T. de aparición en meses) 24 4) OTRA (Tiempo de aparición en meses)		F. EXPLORACION CLINICA F.1. CLAUDICACION (de 0 a 3 puntos) F.1.a. Tipo de claudicación (**): 2 (**): Explorar claudicación sin bastón F.2. MOVILIDAD (de 0 a 6 puntos) F.2.a. Flexión (de 0 a 2): 2 F.2.b. Abduc.-adduc. (de 0 a 2): 2 F.2.c. Rotac. ext.-int (de 0 a 2): 2 F.3. DISMETRIA (de 0 a 1 punto): F.3.a. Longitud de la extremidad (de 0 a 1): 1 F.4. SIGNO DE TRENDELENBURG (de 0 a 1 punto) F.4.a. Trendelenburg (de 0 a 1): 1 TOTAL PUNTOS APARTADO F (de 0 a 11): 6 TOTAL PUNTOS APARTADOS E + F (de 0 a 50): 25	
D. ENFERMEDADES ASOCIADAS 0) DIABETES 1) HIPER. ART. 3) EPOC 4) INS. CARDIACA 6) INS. VENOSA 7. MEDICACION: (DH/4TA)		Cuestionario completado por: JMA Teo Fecha: 9-1-97 Firma del Cirujano:	

REVISION A LOS 6 MESES		Prótesis Total de Cadera BIHAPRO - 7	
CENTRO 03	Nº ORDEN 1167	Nº HISTORIA CLINICA 169964	
K. EVALUACION RADIOGRAFICA PERIODICA a: 38° K.1.1. COMPONENTE ACETABULAR K.1.1. Migración del componente relacionada con la lágrima (S/N) Superior (Figura 2) (en mm) (c): 7 Medial (Figura 2) (en mm) (b): 4 K.1.2. Distancia del centro de rotación de la cadera a la lágrima (en mm) (Figura 2) (k): 50 K.1.3. Radiolucencia prótesis-hueso (Figura 3) (S/N): Zona 1 (anchura máxima en mm): N Zona 2 (anchura máxima en mm): N Zona 3 (anchura máxima en mm): N Continua (S/N): N Anchura máxima en (mm): K.1.4. Radiolucencia alrededor de tornillos (S/N): N K.1.5. Rotura de tornillos (S/N): N K.1.6. Movilización de tornillos (S/N): N 3:37 1:64 5 K.2. COMPONENTE FEMORAL K.2.1. Migración del vástago (S/N): Varo-valgo proximal (Figura 2) (en mm) (e): 8 Varo-valgo distal (Figura 2) (en mm) (f): 22 K.2.2. Cociente sección femoral distal dividido entre anchura vástago distal (Figura 2) (g): 43/10 K.2.3. Hundimiento vástago femoral (S/N): Medida de hundimiento (Figura 2) (en mm) K.2.4. Estado del vástago Intacto Doblado Roto K.2.5. Radiolucencia prótesis-hueso (S/N) (****): (****): Anchura máxima (Figura 4) Zona 1: Zona 2: Zona 3: Zona 4: Zona 5: Zona 6: Zona 7:			
K.2.6. Resorción parte medial del cuello femoral (S/N): Medida de la resorción (en mm) (Figura 2) (d): 2 K.2.7. Hipertrofia diafisaria (S/N) (Figura 4): Zona 1: Zona 2: Zona 3: Zona 4: Zona 5: Zona 6: Zona 7:		K.2.8. Cavitación endostal (S/N) (Figura 4): Zona 1: Zona 2: Zona 3: Zona 4: Zona 5: Zona 6: Zona 7:	
K.2.9. Osificación periarticular (S/N): Grado 1-a Grado 1-b Grado 2-a Grado 2-b Grado 3 Grado 4		Cuestionario completado por: JMA Teo Fecha: 11/2/97 Firma del Cirujano:	

El segundo momento de la documentación tuvo lugar al incluir al paciente en el estudio y al realizar la RM. Previamente a la realización de la misma, los pacientes candidatos fueron citados en consultas externas donde, además de explicárseles el procedimiento y solicitar su consentimiento oral, se realizó una última valoración clínica de acuerdo con las variables empleadas y un último estudio radiográfico. Tras realizar el estudio de RM, fueron nuevamente revisados clínica y radiográficamente, anotando cualquier cambio que se hubiese producido, además de ser informados del resultado del estudio y de las opciones terapéuticas que se podrían plantear. En esta ocasión, la información pasó a formar parte de la historia clínica informatizada y los estudios radiográficos, incluyendo la propia RM, quedaron almacenado digitalmente dentro del sistema PACs (Picture Archiving and Communication system). Es necesario mencionar que la naturaleza digital de las imágenes facilitó en gran medida el trabajo con las mismas así como el hecho de que la informatización de la historia clínica, que siempre plantea dificultades iniciales para los profesionales, facilitó la recogida y comprensión de la información.

El objetivo de este capítulo es solamente informar del lugar de donde se obtuvo la información en cada momento, y no describir qué información fue recogida. En el apartado siguiente se detallarán que variables clínicas y radiográficas fueron finalmente empleadas en el estudio y cómo se realizó la evaluación de las mismas, dado que no todas las incluidas en la historia clínica o en el protocolo base fueron empleadas y otras que no han sido aún mencionadas fueron analizadas.

3.3.1. Documentación clínica

Cómo hemos mencionado la valoración clínica de los pacientes incluidos en el estudio se basó en dos momentos: una recogida retrospectiva, correspondiente a la información preoperatoria, de la cirugía y de las revisiones siguientes a la misma y otra actualización del estado clínico del paciente, realizada durante la elaboración del estudio en si mismo, coincidiendo con la realización de la última serie de radiografías y con la petición e información del resultado de la RM. En el primer caso, la información correspondiente a la

valoración pre y posoperatoria y la de la propia intervención quirúrgica se obtuvo del protocolo de estudio de ATC de nuestro centro, tal y como ya se ha mencionado y se describirá a continuación.

La evaluación clínica preoperatoria se realizó el día previo a la cirugía, coincidiendo con el momento del ingreso del paciente. Dicha evaluación incluye, como se puede ver en la figura 23, los datos identificativos del paciente, el motivo de la indicación quirúrgica y las comorbilidades existentes. La valoración clínica se realizó de acuerdo con los dos primeros apartados del método de valoración Johnston, es decir, los correspondientes a la evaluación y a la exploración clínica, tal y como se recoge en la tabla 4. Esta escala adoptada en el ámbito americano a partir de 1990 no tuvo, como otras muchas, una gran penetración a nivel europeo, pero en el momento de elaboración del protocolo, se presentó como la mejor opción (32).

Tabla 4. Evaluación y exploración clínica según Johnston (32).

Parámetro		Puntuación	
Evaluación clínica		Puntos (39)	
Dolor	Grado de dolor	Ninguno	3
		Ligero (no modifica actividades)	2
		Moderado (modifica actividades)	1
		Severo	0
	Ocurrencia del dolor	Nunca	4
		Con primeros pasos, luego desaparece	3
		Tras grandes caminatas	2
		Siempre al caminar	1
		Constante	0
Actividad laboral	Ocupación	No retirado	1
		Retirado	0
	Tipo de actividad	Fuerte, >25 kg, deportes vigorosos	5
		Moderada, <25 kg, deporte moderado	4

		Ligero, cuidado casa, deporte suave	3
		Semisedentario, trabajo sentado	2
		Sedentario, mínima deambulaci3n	1
		Cama o silla de ruedas	0
	Nivel actividad de los 3 meses	100%	4
		75%	3
		50%	2
		25%	1
		0%	0
Funci3n	Ponerse zapatos y calcetines	Sin dificultad	3
		Ligera dificultad	2
		Gran dificultad	1
	Subir y bajar escaleras	Incapaz	0
		Normal	4
		Con pasamanos o ayuda	3
		Con 2 pies en cada escal3n	2
	Levantarse desde sentado	Gran dificultad	1
		Incapaz	0
		Sin apoyarse en reposabrazos	2
Con ayuda de reposabrazos		1	
Incapaz		0	
Deambulaci3n	Capacidad de caminar	Sin soporte	7
		Un bast3n en largas caminatas	6
		Un bast3n	5
		Una muleta	4
		Dos bastones	3
		Dos muletas	2
		Un andador	1
		Incapaz	0
		Sin limite	6

	Tiempo de caminar	31-60 min	5
		11-30 min	4
		2-10 min	3
		<2 min	2
		Incapaz	0
Exploración clínica			Puntos (11)
Claudicación	Tipo de claudicación	No claudica	3
		Ligera, detectada por medico	2
		Moderada, detectada por paciente	1
		Severa, altera el paso	0
Movilidad de la cadera	Flexión	Normal	2
		Limitada	1
		Rígida	0
	Abducción-aducción	Normal	2
		Limitada	1
		Rígida	0
	Rotación externa-interna	Normal	2
		Limitada	1
		Rígida	0
Dismetría		Igual longitud de piernas	1
		Hipo o hipermetría	0
Marcha en Trendelemburg		No	1
		Si	0
Opinión del paciente			Puntos (6)
Funcionalidad		Mejóro la funcionalidad	1
		No mejoró	0
Dolor		Menos dolor que preoperatoriamente	1
		Mas dolor	0
Medicación		Menos necesidad que antes	1
		Más necesidad	0
Satisfacción		Si	1

	No	0
Comparativamente con anterior revisión	Mejor	2
	Igual	1
	Peor	0
Total puntos		39+11+6= 56

La información clínica quirúrgica es aquella que hace referencia a las características del acto quirúrgico y el implante utilizado. En la figura 24 puede observarse esa parte del formulario. Se recogió información correspondiente a la vía de acceso, el tipo de anestesia y la técnica quirúrgica, incluyendo el tamaño acetabular, el tipo de fijación cotoidea, el tipo de PE, el tipo de fresado acetabular, el tamaño del vástago femoral, el tipo y diámetro de la cabeza femoral y la longitud del cuello. Por último se anotaron complicaciones locales o generales y el tiempo de movilización y apoyo de cada paciente.

Figura 24. Páginas del protocolo correspondientes a la intervención quirúrgica y a la valoración posoperatoria inmediata.

INTERVENCIÓN QUIRÚRGICA		Prótesis Total de Cadera BIHAPRO - 2	
CENTRO 03	Nº ORDEN 1167	Nº HISTORIA CLÍNICA 169464	
INICIALES DEL PACIENTE: <u>MLT</u>		FECHA de intervención: <u>10/07/97</u>	
LADO (D/I): <u>D</u> TIEMPO de intervención (en minutos): <u>110</u>		SANGRE TRANSFUNDIDA (en ml): <u>1200</u> AUTOTRANSFUSION (S/N): <u>5</u>	
CIRUJANO RESPONSABLE: <u>CFC</u>			
G. INTERVENCIÓN QUIRÚRGICA G.1. VÍA DE ACCESO <input checked="" type="checkbox"/> G.1.a. Anterior <input type="checkbox"/> G.1.b. Lateral <input type="checkbox"/> G.1.c. Posterior G.2. TIPO DE ANESTESIA <input checked="" type="checkbox"/> G.2.a. General <input type="checkbox"/> G.2.b. Espinal <input type="checkbox"/> G.2.c. Epidural G.3. TÉCNICA QUIRÚRGICA EN ACETABULO G.3.1. TAMAÑO DEL COMPONENTE ACETABULAR G.3.1.a: 46 G.3.1.h: 60 G.3.1.b: 48 G.3.1.i: 62 G.3.1.c: 50 G.3.1.j: 64 G.3.1.d: 52 G.3.1.k: 66 G.3.1.e: 54 G.3.1.l: 68 G.3.1.f: 56 G.3.1.m: 70 G.3.1.g: 58 G.3.2. FIJACIÓN COTOLOIDEA G.3.2.a: Tornillos (Especificar números según figura 1): <u>NO</u> G.3.2.b: Injerto (Oso en ventana (S/N)): <u>NO</u> G.3.2.c: Otro gesto en fijación cotoidea (especificar tipo): <u>NO</u> G.3.3. COMPONENTE DE POLIETILENO <input checked="" type="checkbox"/> G.3.3.a: Estándar <input type="checkbox"/> G.3.3.b: Inclinación 10° Ant. <input type="checkbox"/> G.3.3.c: Inclinación 10° Post. <input type="checkbox"/> G.3.3.d: Inclinación 10° Sup. G.3.4. EXTENSIÓN DEL FRESADO ACETABULAR G.3.4.a: Subcondral G.3.4.b: Esponjoso <input checked="" type="checkbox"/> G.3.4.c: Ambos		G.4. TÉCNICA QUIRÚRGICA EN FEMUR G.4.1. TAMAÑO COMPONENTE FEMORAL G.4.1.a: 1 G.4.1.f: 6 G.4.1.b: 2 G.4.1.g: 7 G.4.1.c: 3 G.4.1.h: 8 G.4.1.d: 4 G.4.1.i: 9 G.4.1.e: 5 G.4.1.j: 10 G.4.2. TIPO DE CABEZA PROTÉSICA <input checked="" type="checkbox"/> G.4.2.a: Zirconio <input type="checkbox"/> G.4.2.b: Cromo-cobalto G.4.3. LONGITUD DEL CUELLO PROTÉSICO G.4.3.a: Corto <input checked="" type="checkbox"/> G.4.3.b: Mediano <input type="checkbox"/> G.4.3.c: Largo G.4.4. DIÁMETRO CABEZA FEMORAL <input checked="" type="checkbox"/> G.4.4.a: 28 mm <input type="checkbox"/> G.4.4.b: 32 mm G.5. DIFICULTADES PEROPERATORIAS <input checked="" type="checkbox"/> G.5.a: Ninguna <input type="checkbox"/> G.5.b: En coilo <input type="checkbox"/> G.5.c: En fémur G.6. REDUCCIÓN <input checked="" type="checkbox"/> G.6.a: Fácil <input type="checkbox"/> G.6.b: Regular <input type="checkbox"/> G.6.c: Difícil G.7. COMPLICACIONES PEROPERATORIAS G.7.a: Fractura diaf. femoral G.7.b: Fractura t. mayor G.7.c: Fractura t. menor G.7.d: Necesidad inj. en metaf. fem. G.7.e: Insuf. cobert. cotoidea G.7.f: Malposic. óvil. de comp. acetab. G.7.g: Perforaciones acetabulares G.7.h: Otras (especificar) <u>NO</u>	
Cuestionario completado por: <u>JML Kd</u>			
Fecha: <u>16-9-97</u>			
Firma del Cirujano:			

VALORACIÓN POSTOPERATORIA		Prótesis Total de Cadera BIHAPRO - 3	
CENTRO 03	Nº ORDEN 1167	Nº HISTORIA CLÍNICA 169464	
Días de estancia en el Hospital desde la intervención: <u>110</u>		Días de estancia en el Hospital desde la intervención: <u>110</u>	
H. VALORACIÓN POSTOPERATORIA EN ALTA HOSPITALARIA H.1.a. COMPLICACIONES LOCALES <input checked="" type="checkbox"/> H.1.a: Ninguna <input type="checkbox"/> H.1.b: Dehiscencia de bordes <input type="checkbox"/> H.1.c: Infección superf. <input type="checkbox"/> H.1.d: Infección prof. <input type="checkbox"/> H.1.e: Luxación <input type="checkbox"/> H.1.f: Complic. neurológ. <input type="checkbox"/> H.1.g: Otras (especificar): H.2. COMPLICACIONES GENERALES <input type="checkbox"/> H.2.a: Ninguna <input type="checkbox"/> H.2.b: Trombosis ven. <input type="checkbox"/> H.2.c: Embolia pulm. <input type="checkbox"/> H.2.d: Escaras <input type="checkbox"/> H.2.e: Infecc. urinaria <input type="checkbox"/> H.2.f: Infecc. pulmonar <input checked="" type="checkbox"/> H.2.g: Otras (Especificar) <u>NO MANEJO</u> H.3. MOVILIZACIÓN DEL PACIENTE H.3.a: Inmediata <input type="checkbox"/> H.3.b: Mediana (Número de días desde la intervención): <u>005</u> H.4. APOYO H.4.a: Ninguno <input type="checkbox"/> H.4.b: Parcial (Número de días) <u>002</u> <input checked="" type="checkbox"/> H.4.c: Total (Número de días) <u>030</u>		J.2. MEDICIONES DEL COMPONENTE FEMORAL (según figura 2) J.2.d. Distancia de cuello protésico a trocánter menor (en mm): <u>16</u> J.2.e. Distancia de cara interna de la zona superior del vástago a cortical interna del fémur (en mm): <u>9</u> J.2.f. Distancia de cara interna de la zona inferior del vástago a cortical interna del fémur (en mm): <u>16</u> J.2.g. Cociente sección femoral distal dividido entre anchura del vástago distal: <u>32/16</u> J.2.h. Distancia de centro de cabeza protésica a trocánter menor (en mm): <u>65</u> J.2.i. Distancia de centro de cabeza protésica a trocánter mayor (positiva o negativa, en mm): <u>9</u> J.2.j. Distancia de centro de cabeza protésica a borde superior de componente acetabular (en mm): <u>96</u> J.2.k. Distancia de centro de cabeza protésica a cara superior de ligrama acetabular (en mm): <u>86</u>	
COMENTARIOS:		COMENTARIOS:	
Cuestionario completado por: <u>JML Kd</u>		Cuestionario completado por: <u>JML Kd</u>	
Fecha: <u>24-9-97</u>		Fecha: <u>24-9-97</u>	
Firma del Cirujano:		Firma del Cirujano:	

La valoración clínica posoperatoria se realizó durante las sucesivas revisiones del paciente en consultas externas, a los 3, 6 y 12 meses y posteriormente de forma anual. En cada una de dichas valoraciones se anotaron nuevamente las puntuaciones correspondientes a la valoración según Johnston, añadiendo en este caso el apartado correspondiente a la opinión del paciente (tabla 4). Asimismo, se procedió a obtener la puntuación de la escala de Merle D'Aubigné, modificada por Charnley, según los parámetros que se pueden ver en la tabla 5 (31).

Tabla 5. Evaluación clínica según la escala de Merle D'Aubigne, modificada por Charnley (31).

Parámetro	Puntuación
Dolor	Puntos (6)
Severo y espontáneo	1
Severo al intentar caminar, impide toda actividad	2
Tolerable hasta permitir actividades limitadas	3
Solo tras actividad, desaparece con el reposo	4
Intermitente. Dolor solo al inicio de la marcha	5
Sin dolor	6
Movilidad	Puntos (6)
30°	1
60°	2
100°	3
160°	4
210°	5
260°	6
Marcha	Puntos (6)
Encamado o distancia mínima. Dos bastones	1
Tiempo y distancia limitados con o sin bastones	2
Limitado con un bastón, menos de una hora.	3
Distancia larga con un bastón, limitado sin bastón	4
Camina sin bastón pero con cojera	5
Normal	6
Grado Charnley	Puntos (C)
Solo una cadera implicada en el problema	A
Ambas caderas están implicadas	B
Existe algún factor diferente a la cadera que contribuye a una marcha anormal	C

La última valoración del paciente se hizo durante el proceso de inclusión en el estudio, coincidiendo con la obtención del consentimiento para el estudio y de la petición e información de la RM. Se siguió la misma sistemática que para los seguimientos periódicos previos.

En aquellos casos en que la información basada en el protocolo fue insuficiente, se recurrió a los datos que aparecían en la propia historia clínica física o informatizada y los informes de cada acto quirúrgico y de alta del paciente. Si aún así no se disponía de los datos necesarios, el caso era excluido.

3.3.2. Documentación radiográfica

Al igual que ocurre con la evaluación clínica, la radiográfica se realizó en dos puntos temporales distintos. En primer lugar, se realizó un análisis de las radiografías simples dentro de las mediciones realizadas como parte del protocolo al que nos referimos constantemente. En este sentido se estudiaron las radiografías posoperatorias y las correspondientes a cada uno de los seguimientos periódicos en consultas externas. En segundo lugar, en el momento de la inclusión en el estudio, se revisaron estudios adicionales de imagen existentes, como TC y se realizaron nuevas radiografías que sirvieron para obtener el resto de variables, como la tasa de desgaste. Tras la realización de la RM, los cortes de la misma se emplearon para analizar los parámetros restantes.

Respecto a la valoración radiográfica posoperatoria, en la figura 24 pueden observarse los parámetros, tanto a nivel acetabular (abducción, distancia a cortical interna y a lágrima acetabular) como a nivel femoral (distancia de cuello a trocánter menor, distancia de zona supero interna del vástago a la cortical interna del fémur, cociente sección femoral/vástago y distancia del centro de la cabeza al trocánter mayor, al borde acetabular superior y a la lágrima acetabular).

La evaluación periódica radiográfica es más compleja. Al igual que la clínica se realizó a los 3, 6 y 12 meses y posteriormente de forma anual. Las variables recogidas están representadas en la figura 23. A nivel acetabular se midió la migración del implante expresada en desplazamiento supero-medial respecto a la lágrima y la distancia del centro de rotación de la cadera respecto a

dicha lágrima. Se recogió la existencia de radiolucencias, su continuidad, anchura máxima y su distribución según las áreas de De Lee – Charnley (149). También se revisó la rotura o movilización de tornillos o la existencia de radiolucencias a ese nivel. Por último se realizó una estimación de la presencia o no de desgaste del PE que fue, además, uno de los considerados como criterios de inclusión. Hay que recalcar que esta variable de desgaste del PE es un parámetro totalmente cualitativo empleado como sistema de reclutamiento pero que no corresponde con la variable de desgaste de PE que se empleo en el estudio y que se calculó a partir de las últimas radiografías como se detallará más adelante. A nivel femoral, las mediciones fueron similares. Se calculo la migración del vástago según la modificación del varo-valgo distal y proximal y su posible hundimiento. Asimismo se recogen distintas variables que se relacionan con el nivel de integración del implante, como la presencia de hipertrofia diafisaria, resorción del calcar, cavitaciones óseas o radiolucencias en cada una de las zonas de Gruen (150).

Del mismo modo que en el caso de la recogida de variables clínicas, en el momento de la Introducción en el estudio se repitió la evaluación radiográfica, de acuerdo con la sistemática seguida en las revisiones previas. Asimismo se analizaron el resto de variables que fueron finalmente empleadas en el estudio, realizando su determinación como se detallará posteriormente. Basándose en la comparación entre la radiografía posoperatoria y la realizada en ese momento, se determino la sospecha de desgaste del PE, calculando el mismo según el método que se explicará más adelante y se estableció la existencia de osteolisis en las zonas de De Lee – Charnley. Ese último estudio radiológico fue empleado para determinar la HA libre en el cuello femoral y en la cúpula acetabular,

3.4. Determinación y método de cálculo de las variables a estudio

En total se recogió información correspondiente a un gran número de variables, de las que, como veremos, se extrajeron 67 variables finales: 23 clínicas, 36 radiológicas (15 de RX, 2 de TC y 19 de RM) y 8 de concordancia.

3.4.1. Determinación de variables clínicas

Partiendo de la información recogida en las fuentes mencionadas en el capítulo de documentación se seleccionaron aquellas variables clínicas que se consideraron relevantes teniendo en cuenta el propósito del estudio. Es decir, no todos los parámetros recogidos en el protocolo base empleado para el estudio fueron utilizados. Del mismo modo, algunas variables que se explicarán no estaban recogidas en dichos formularios. Las variables de naturaleza clínica incluidas en el estudio final y que formaron parte de la base de datos hacen referencia tanto a variables relacionadas con el estado de salud, como a variables de la cirugía o del seguimiento. Fueron un total de 23 y nos referiremos a ellas del siguiente modo: etiología de la coxartrosis (1c), indicación de inclusión (2c), unilateralidad o bilateralidad (3c), lado (4c), edad (5c), sexo (6c), índice de masa corporal (7c), peso (8c), altura (9c), año de realización de la cirugía primaria (10c), vía de abordaje (11c), tamaño de la cabeza femoral (12c), número de tornillos empleados (13c), eventos quirúrgicos (14c), eventos especiales (15c), años de evolución (16c), grado de actividad física (17c), dolor (18c), movilidad (19c), marcha (20c), puntuación en la escala de Merle D'Aubigné (21c), afectación de la cadera contralateral (22c), y puntuación en la escala de Charnley (23c).

La **etiología (1c)** indica la causa que provocó la degeneración articular que llevó a la implantación de la artroplastia. Dentro de la misma existieron como opciones la coxartrosis idiopática en el caso de que no existiese causa conocida, la secundaria a displasia de cadera, la NACF y otras, donde se contaron el resto de etiologías, entre las que se pueden incluir la postraumática, por ejemplo.

La **indicación (2c)** de inclusión corresponde al motivo por el que el paciente se incluyó en el estudio y sus posibilidades fueron la sospecha clínica de osteolisis, sospecha radiográfica, inclusión de la cadera contralateral en la RM o presencia de osteolisis en un estudio de imagen superior anterior (TC o RM).

La **uni o bilateralidad (3c)** hace referencia a si el paciente era o no portador de una ATC en ambas caderas, aunque la contralateral no correspondiese al mismo modelo o periodo temporal que la estudiada.

La **lateralidad (4c)** se definió como derecha / izquierda. En los casos donde existían errores o información confusa se dio como válida la lateralidad que se apreciaba en la primera radiografía posoperatoria.

La **edad el sexo (5c y 6c)**. Los parámetros biomédicos se obtuvieron directamente del paciente en la entrevista previa a la cirugía corroborándolos con la valoración anestésica preoperatoria. La **edad** se expresó en años y el **sexo** como hombre o mujer.

El **índice de masa corporal, el peso y la altura (7c, 8c y 9c)**. El **IMC** se calculó de acuerdo con la fórmula universal: $IMC = (\text{Peso en Kg}) / (\text{Altura en m})^2$. El **peso** se registro en Kg y sus categorías se establecieron de acuerdo al sistema habitual, considerando sobrepeso a partir de un IMC de 25. La **altura** se recogió en cm.

El **año de realización de la cirugía primaria (10c)**, señalando la fecha en la que la primera cirugía había sido realizada o, en el caso de no disponer de esa fecha, la de la primera radiografía posoperatoria de la que se tuviese registro.

La **vía de abordaje (11c)** empleada en la cirugía. Si bien en nuestro centro la vía anterior era clásicamente empleada, muchos casos de abordaje posterior y menos de lateral también fueron registrados.

El **Tamaño de la cabeza femoral (12c)**, recogida en mm. En todos los casos se emplearon cabezas de 28 y 32 mm, pero se decidió discernir entre ambos diámetros, sobretodo para valorar el desgaste del PE.

El **número de tornillos empleados (13c)** en la fijación acetabular. Dado que se pusieron entre ninguno y 3 tornillos como máximo, el número de tornillos se plasmó como de 0 a 3.

El **Eventos quirúrgicos (14c)**. Posibles cirugías acontecidas con posterioridad a la fecha de la RM incluida en el trabajo. Las opciones eran desde ningún evento hasta reintervención por desgaste, reintervención por inestabilidad, pendiente de reintervención por desgaste, reintervención por desgaste y cotilo

vertical y reintervención por movilización del vástago. Aquellos casos en los que se realizó una cirugía de revisión previamente al estudio de RM fueron excluidos.

El acontecimiento de **eventos especiales (15c)**. Se registró si había tenido lugar alguna complicación durante la cirugía, incluyendo como posibilidades desde ninguna complicación hasta la fractura de trocánter mayor, la hiperclaridad del granuloma, la atrofia glútea extrema y la subluxación.

Años de evolución (16c). Tiempo transcurrido entre la cirugía y la RM. Esta cifra se anotó como enteros, es decir, el resultante redondeando siempre al año completo transcurrido.

Valoración de la **grado de actividad física del paciente (17c)** en una escala del 1 al 6, donde 1 fue encamado, 2 sedentario, 3 semisedentario, 4 actividad suave, 5 moderada y 6 una actividad física intensa, sin estar incluido dicho parámetro en ninguna escala en concreto. El resto de valoraciones funcionales, como la escala Johnston, aunque recogidas, no se incluyeron en el estudio.

Dolor, movilidad y marcha de acuerdo con los parámetros de la escala de Merle D'Aubigné (18c, 19c y 20c) (tabla 5). Se anotó la puntuación individual de cada parámetro.

La puntuación de la **escala de Merle D'Aubigné (21c)** se calculó, igualmente, según la recogida en la tabla 5, anotando la puntuación total final.

El grado de **afectación de la cadera contralateral (22c)**, expresado como portadora de ATC, no presencia de quistes, presencia de lesiones quísticas o coxartrosis establecida.

Se incorporó asimismo la puntuación de la **escala de Charnley (23c)**, también recogida en la tabla 5, y teniendo en cuenta la variable anterior. Se clasificó como A, B y C.

3.4.2. Técnica de imagen y cálculo de las variables radiológicas

Al igual que ocurre con las variables clínicas, no todos los parámetros radiográficos recogidos en los protocolos de estudio se incluyeron en la base empleada para el análisis estadístico. De las mediciones realizadas en RX se consideraron relevantes y se incluyeron en el estudio un total de 15 variables: la altura del trocánter mayor (1rx), la abducción acetabular (2rx), el recubrimiento de la HA en el cotilo (3rx), el recubrimiento de HA en el fémur (4rx), la sospecha radiológica de desgaste de polietileno (5rx), la tasa de desgaste de PE (6rx), la sospecha radiológica de osteolisis (7rx) y la afectación en RX de cada una de las 5 zonas de De Lee-Charnley en pelvis y de las 7 de Gruen en fémur (8rx-15rx). Las observaciones realizadas sobre los estudios de TC se limitaron a determinar si la prueba estaba disponible (1tc) y en caso afirmativo, al cálculo de la versión acetabular en la misma (2tc). En el caso de la RM los análisis se centraron en la descripción de la enfermedad osteolítica, en el caso de estar presente. Se determinaron 19 variables: el año de realización de la RM (1rm), la presencia de osteolisis en cada una de las zonas de pelvis y fémur (2rm-9rm), el tipo de localización (10rm), el número total de zonas afectadas (11rm), el grado y magnitud de la enfermedad (12rm y 13rm), la distribución espacial central o periférica (14rm), el grado de continuidad aislado o continuo (15rm), la combinación entre patrones (16rm), el número total de tornillos con osteolisis (17rm) y con lesiones centrales (18rm) y la presencia de quistes óseos (19rm). Por último se analizó la correlación entre los hallazgos de RX y RM, lo que generó a su vez 8 variables de correlación, como veremos (1co a 8co).

3.4.2.1. Radiografía simple

3.4.2.1.1. Técnica radiográfica y tratado de la imagen

Las radiografías fueron de tres tipos. Las realizadas previamente al año 2008 (año de implantación del sistema de imagen digital en nuestro hospital) fueron radiografías analógicas en formato físico. Algunas de ellas se analizaron en dicho formato y otras fueron digitalizadas para una medición más exacta. Las

realizadas con posterioridad a dicha fecha fueron radiografías realizadas directamente de forma digital dentro de un sistema PACs.

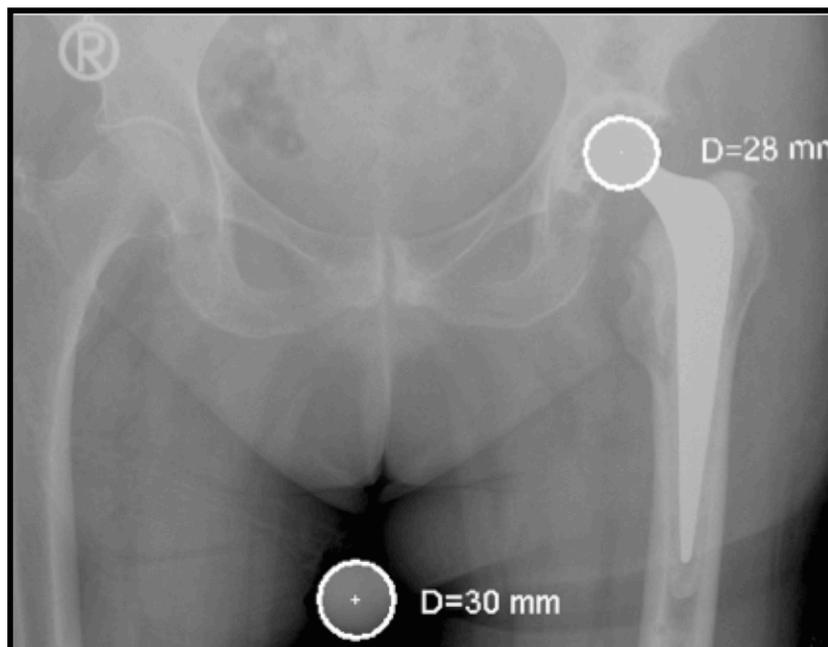
En ambos casos, las radiografías incluyeron una proyección PA de pelvis, que incluye ambas caderas y fémures proximales y dos proyecciones axiales de cada una de las dos caderas. Las imágenes se captaron con disparos a una distancia de un metro e incluyendo la pelvis, las dos caderas y el fémur proximal y, en los casos en que estuvo disponible, se acompañaron de un calibrador.

La mayoría de las imágenes en formato físico, sobre todo las correspondientes a los seguimientos periódicos no fueron digitalizadas inicialmente, dado que para las mediciones realizadas no era necesario y la tecnología y logística requeridas para ello no estaban disponibles. En esos casos las mediciones se realizaron teniendo en cuenta el factor de magnificación de la imagen, ya conocido, y directamente sobre la radiografía, mediante mediciones manuales.

No obstante, para la medición del desgaste del PE, que necesitaba una imagen posoperatoria y una imagen final de calidad, si se realizó la digitalización de, al menos, esas dos radiografías. Para ello se llevó a cabo un fotografiado de dicha radiografía empleando una cámara fotográfica digital reflex Cónon® 1100 D de 12 megapíxeles y objetivo de 18 – 55 mm, con trípode y estabilizador de imagen y los ajuste de iluminación y contraste adecuados, con la máxima resolución posible. Una vez tomadas las imágenes se emplearon los softwares Gimp® v2.8 y Paintnet® v3.5 para su modificación y ajuste, alterando los valores de contraste e iluminación para la mejor visualización del componente óseo. Por último, para la realización de mediciones de distancias, ángulos y el correspondiente desgaste de PE se empleó el software Roman® v1.7 (Roentgen Monographic Analysis Tool) siguiendo el método que se explicará más adelante. El factor de magnificación fue controlado en este caso empleando como elemento calibrador una pieza metálica de tamaño conocida que, colocada según las indicaciones del fabricante del sistema radiológico, corrige la magnificación de la radiografía. Si dicho elemento no estaba presente, se usaba como calibrado el tamaño de algún componente protésico, habitualmente la cabeza femoral.

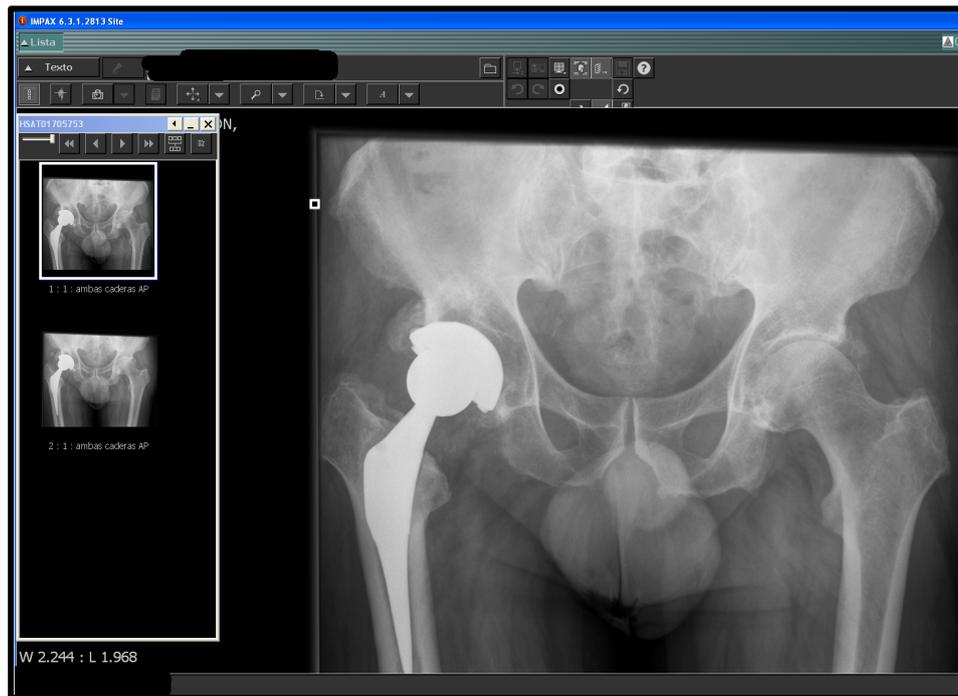
Sabiendo su diámetro (28 mm, p.e.) el programa de tratado de imágenes ajusta el valor de las mediciones a esa magnificación (figura 25).

Figura 25. Radiografía PA de pelvis, incluyendo ambas caderas y fémur proximal izquierdo, donde puede observarse el calibrador (distal, entre ambos fémures) y la calibración opcional empleando el diámetro (conocido) de la cabeza femoral.



Las imágenes obtenidas de forma digital (aquellas posteriores a 2008) fueron digitalizadas e incorporadas al sistema PACS por el software Agfa IMPAX® v6.3. Este programa permite realizar las labores de cambio de orientación y tamaño, ajustes de brillo y contraste y almacenamiento y exportación digital, sustituyendo a programas auxiliares (como el Gimp® v2.8 el Paintnet® v 3.5) que se precisaban anteriormente. La única diferencia técnica con las radiografías físicas radica en la presencia prácticamente sistemática de un calibrador, es decir, una pieza metálica esférica de tamaño conocido que es empleada para calibrar la imagen y dotarla de la referencia adecuada para las mediciones. En los casos donde no se dispuso de calibrador, se realizó el procedimiento descrito para las radiografías físicas digitalizadas (figura 26).

Figura 26. Radiografía PA de pelvis, incluyendo ambas caderas y fémures proximales, incorporada al sistema PACs. La ausencia de calibrador obligó en este caso a realizar el ajuste informático de la magnificación empleando el tamaño de la cabeza femoral, que en este caso, medía 36 mm.



Como hemos comentado, para las mediciones iniciales preoperatorias y de las primeras revisiones no se digitalizaron las radiografías físicas, por lo que el tratamiento de la imagen se limitó a la toma de decisiones, como veremos. En el caso de las radiografía digitales o las que se digitalizaron para la medida del desgaste del PE, la imagen se sometió a un proceso de optimización. Las imágenes digitalizadas se ajustaron con los software mencionados (Gimp® v2.8 o Paintnet® v3.5) y las radiografías digitales con las herramientas de propio sistema PACs del centro. En primer lugar, se recortó la imagen limitando la visualización a la pelvis y ambos fémures proximales y más concretamente a la ventana de trabajo, es decir, el área radiográfica que implica a la cadera estudiada y su fémur proximal. Luego, se ajustó la inclinación de la misma dejando la línea bisquiática horizontal, lo que facilita la visualización de disimetrías o asimetrías. En tercer lugar, se ajustó

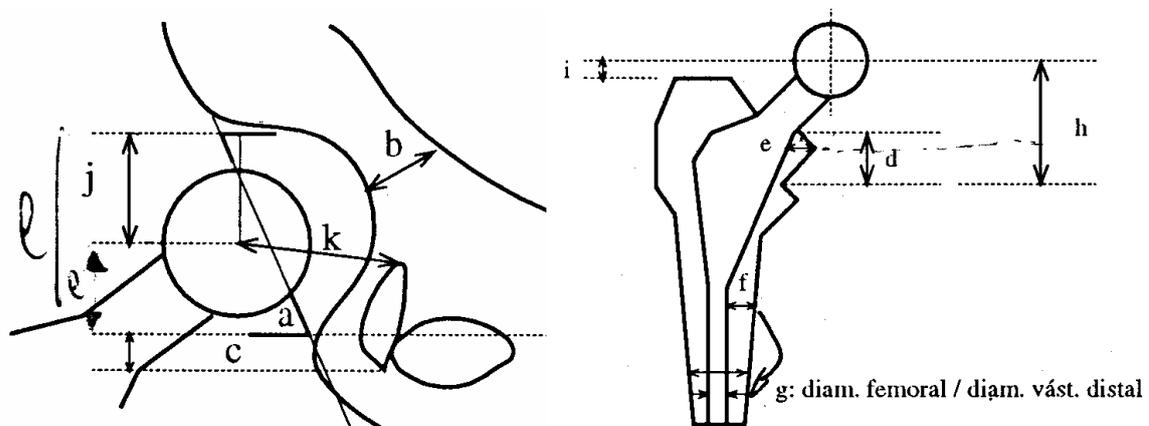
el contraste y brillo de la imagen para una mejor visualización del tejido óseo. Primero en la imagen completa, de forma global y después, ajustando esos parámetros en lo que se consideró la ventana de trabajo. Cualquiera de los software empleados permite exportar la imagen a un medio de almacenamiento. Se decidió que las imágenes se guardarían en formato .jpg. Este formato permite una calidad suficiente para el estudio y es un formato versátil que evita problemas de compatibilidad. El tamaño de almacenamiento fue el máximo disponible. En el caso de las imágenes que se digitalizaron mediante fotografiado la resolución aproximada es de 72 pixeles/pulgada con un tamaño variable pero que oscila en cifras máximas de 3000 x 2300 pixeles, y 5 megabytes (mb). Las radiografías exportadas desde el sistema PACs las imágenes se guardan con una resolución de 96 pixeles/pulgada y el espacio ocupado en disco es menor, hasta 2 mb, con cifras de pixelado similares a las anteriores y máximas en torno a 2800x2300. Aunque las imágenes del sistema PACs tienen mas resolución, la cantidad de contraste y brillo capturados por una cámara fotográfica justifican el mayor peso de la imagen. A menudo se trata de “ruido” en la imagen, que debe ser eliminado, como se ha explicado, para mejorar su calidad.

3.4.2.1.2. Cálculo de referencias y variables radiológicas

En las radiografías pre y posoperatorias no se realizaron de forma sistemática mediciones ni trazado de referencias radiológicas. Solamente se aplicaron aquellas que consideramos precisas para la determinación de las variables radiológicas estudiadas. Estas referencias, que se traducen en muchos casos en el propio valor de las variables estudiadas, pueden observarse en la figura 27. Tal y como puede verse en los formularios de recogida de datos explicados en el apartado de documentación (figuras 23 y 24) cada letra corresponde a una medida: angulación del componente acetabular (a), distancia del componente acetabular a la cortical interna de la pelvis (b), distancia de la zona inferior del componente acetabular a la lagrima (c), distancia del cuello del implante al trocánter menor (d), distancia de la zona medial del cuello a la cortical interna del fémur (e), distancia de la zona medial de la punta del vástago a la cortical interna del fémur (f), cociente entre la sección femoral y la anchura del

vástago (g), distancia del centro de la cabeza al trocánter menor (h), al trocánter mayor (i), y al borde superior del componente acetabular (j) y a la cara superior de la lagrima acetabular (k). Estas referencias se emplearon como base para el cálculo de las variables radiológicas consideradas oportunas y que se enumeraron al inicio del apartado.

Figura 27. Referencias radiológicas tomadas en las radiografías PA de pelvis posoperatoria y de seguimiento.



La **altura del trocánter mayor (1rx)**, expresada como (i) en los formularios, corresponde a la distancia vertical entre el centro de la cabeza femoral y la punta del trocánter mayor, medida en mm.

La **abducción acetabular (2rx)**, que corresponde al valor (a) de las referencias, se calculó midiendo el ángulo formado entre la línea que une ambos extremos de la circunferencia y la línea bisectriz. Este valor se expresa en grados. Lo habitual es que se sitúe entre 40° y 50°. Valores fuera de ese rango implicaron la repetición de la medición para asegurar su validez.

El **recubrimiento de HA en el acetábulo (3rx)** se calculó como la extensión de recubrimiento de HA que no presentaba contacto óseo. Toda la superficie del cotilo presenta dicho recubrimiento. Lo habitual es que, si el acetábulo se implanta entre 40° y 50°, la zona proximal y lateral del mismo sea la que quede extraósea. Estas distancias se expresaron en mm.

De forma análoga, el **recubrimiento de HA en el fémur (4rx)** se calculó como la longitud de zona proximal de recubrimiento de HA en el vástago que quedó fuera del cuello femoral en la radiografía posoperatoria, considerando el límite de la zona de HA el punto donde se apreciaba el fin de la irregularidad de la superficie del vástago que corresponde, en teoría, con dicho recubrimiento.

La **sospecha radiológica de desgaste de PE (5rx)** se basó en la presencia de una excentricidad no medida o subluxación de la cabeza femoral, rotura o desmontaje del PE o cualquier irregularidad visible a nivel del par de fricción (figura 28) Dado que la medida propiamente dicha corresponde a otra variables, solamente se denoto como si / no.

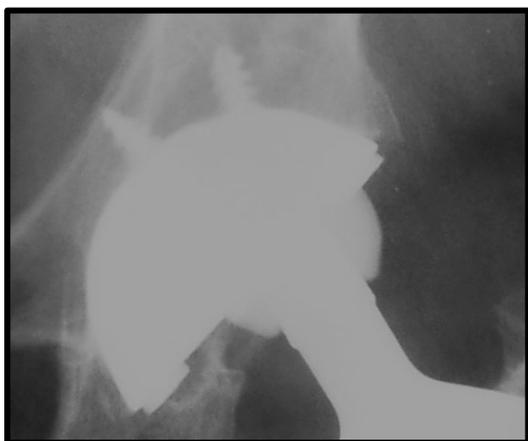


Figura 28. Radiografía PA de una ATC izquierda donde puede verse una excentricidad de la cabeza femoral que hace sospechar un desgaste de PE.

La complejidad e importancia del método de cálculo de la **tasa de desgaste del PE (6rx)** nos obliga a describirlo en el apartado siguiente.

La **sospecha radiológica de osteolisis (7rx)** responde a la visualización por el cirujano ortopédico de alguna lesión periimplante que pudiese tener ese origen. Es decir imágenes líticas, de menor densidad ósea, redondeadas, con bordes a menudo esclerosos, en contacto con la superficie o bordes del implante, de aspecto quístico y que aumentasen en radiografías sucesivas.

Localización de la osteolisis (8rx, 9rx, 10rx, 11rx, 12rx, 13rx, 14rx y 15rx). Inicialmente anotado como si / no, también se trató de identificar la localización de la osteolisis de acuerdo con las zonas de De Lee-Charnley a nivel pélvico y de Gruen a nivel femoral. En el caso de la pelvis, la localización puede resultar complicada, dado el carácter bidimensional de los estudios radiográficos.

Para clasificar las lesiones se emplearon las 3 áreas de Charnley y se incorporó una cuarta zona, la del isquion. Existe una quinta zona, que correspondería a la región 5 o retroacetabular. Esta zona solo es visible con los estudios de RM, pero también se incluyó como variable en RX para facilitar la comparación de los estudios. A nivel femoral, se emplearon las 7 zonas de Gruen. Teniendo en cuenta la distribución de la lisis en estas zonas femorales, las siete zonas se agruparon en tres regiones femorales: la 1, la 7 y de la 2 a la 6. Los observadores se basaron en los esquemas de la figura 29 para recoger las lesiones en un total de 5 regiones pélvicas y 3 femorales. En la región pélvica 5 o retroacetabular todas las anotaciones fueron negativas, dado que no puede ser adecuadamente valorada con este método (149, 150).

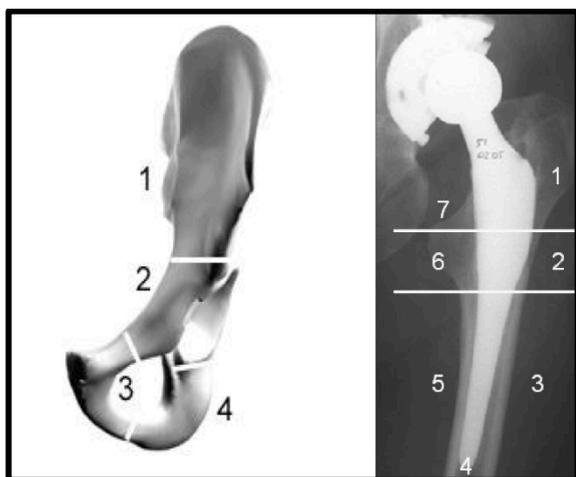


Figura 29. Esquema con las zonas de distribución de las lesiones osteolíticas de acuerdo con las áreas I-III de De Lee-Charnley (derecha) y 1-7 de Gruen (izquierda).

3.4.2.1.3. Desgaste de polietileno

Para llevar a cabo la determinación del desgaste del PE, y conscientes de la importancia que dicha medición supone para el desarrollo de esta Tesis, hemos intentado realizar dicha medición con el mayor rigor posible. Para ello se decidió desestimar datos de mediciones realizadas previamente sobre algunos de los implantes de la serie, basadas en radiografía física, y aplicar un método nuevo y contrastado, sobre imagen digital, para evitar cualquier tipo de sesgo. Lo que sí es cierto es que, en aquellos casos donde estaban disponibles mediciones previas, se emplearon sus resultados para comparar los actuales y detectar potenciales errores de medición.

Con el objeto de seleccionar el método de medición apropiado se revisó la bibliografía existente. Tal y como se mencionó en la Introducción, se ha comprobado que los métodos lineales bidimensionales, más fáciles de realizar, son suficientes para la valoración clínica del desgaste (70). De los diferentes sistemas de medición (MHAS®, HyperOrtho®, etc.) se decidió emplear el método software Roman® v1.7. Las razones fueron dos: en primer lugar, se trata de un método empleado en otros trabajos y cuya eficacia está demostrada, incluso por encima de otras técnicas de las que hemos escrito (71, 73). En segundo lugar, es un software de acceso libre y gratuito, lo que, desde el punto de vista logístico, facilita su obtención y su empleo para una Tesis, sin necesidad de desembolsar el dinero que precisaría el pago de una licencia de software. Así, el único requisito que se precisa para su obtención es la redacción de un escrito donde conste el objetivo del estudio y en que centro hospitalario se desarrollará, tal y como se hizo, durante el desarrollo de este trabajo.

El mencionado método lleva a cabo la medición del desgaste de PE calculando la penetración de la cabeza del vástago femoral sobre la sombra del PE acetabular. Teniendo en cuenta que se trata de una tasa medida en mm, para realizar un escalado y corregir la posible magnificación de las radiografías, lo primero que solicita el software es adecuar la escala empleando un calibrador. En prácticamente todas las radiografías que se emplearon se incluía un calibrador, con un diámetro conocido de 25 o de 30 mm. Donde no estaba disponible dicho elemento o en el caso de dudas al respecto, se realizó el escalado empleando la cabeza femoral, cuyo diámetro era lógicamente conocido, tal y como muestra una imagen incluida al describir el método radiográfico.

Como hemos dicho, el método calcula el desgaste en función de la penetración de la cabeza femoral en el acetábulo, calculando la distancia en mm que se desplaza el centro de la cabeza femoral respecto a su posición inicial. Dado que se trata de una tasa, a modo de mm por año (mm/año), el programa necesita dos valores, uno inicial y uno final, para estimar dicha tasa. En este sentido se plantea un problema y dos opciones. Si el centro de la cabeza femoral coincide con el centro acetabular en la radiografía posoperatoria, el

desplazamiento que sufre la cabeza será la distancia que presente su centro respecto al centro acetabular en la última radiografía. En el caso de que no coincidan ambos centros en la radiografía posoperatoria (habitualmente debido a que la proyección radiológica no es perpendicular a la posición de los componentes) el desgaste se mediría como el desplazamiento relativo del centro de la cabeza femoral respecto a si misma y al centro acetabular. El problema se soluciona realizando dos tipos de análisis diferentes que, de hecho, el propio software recomienda: simple y pareado.

El análisis simple se realizó cuando el centro de la cabeza femoral y el centro acetabular coinciden en la radiografía posoperatoria tal y como se puede observar en la figura 30. Aunque el centro no parece exactamente el mismo, esto se debe al zoom aplicado para ver la imagen, y la distancia entre ambos es inferior a los 0,1 mm medibles con el programa. En este caso el desgaste se calcula simplemente como el vector que mide el desplazamiento entre el centro de la cabeza y el del componente acetabular en el último seguimiento. Esto se ejemplifica en la figura 31, que corresponde a la medición del vector en la última radiografía del mismo caso de la figura 30.

Figura 30. Radiografía PA posoperatoria de una ATC izquierda donde coinciden los centros de la cabeza femoral y del componente acetabular. En rojo se destacan las mediciones y el centro de la cabeza femoral y en verde las mediciones y centro del acetábulo.

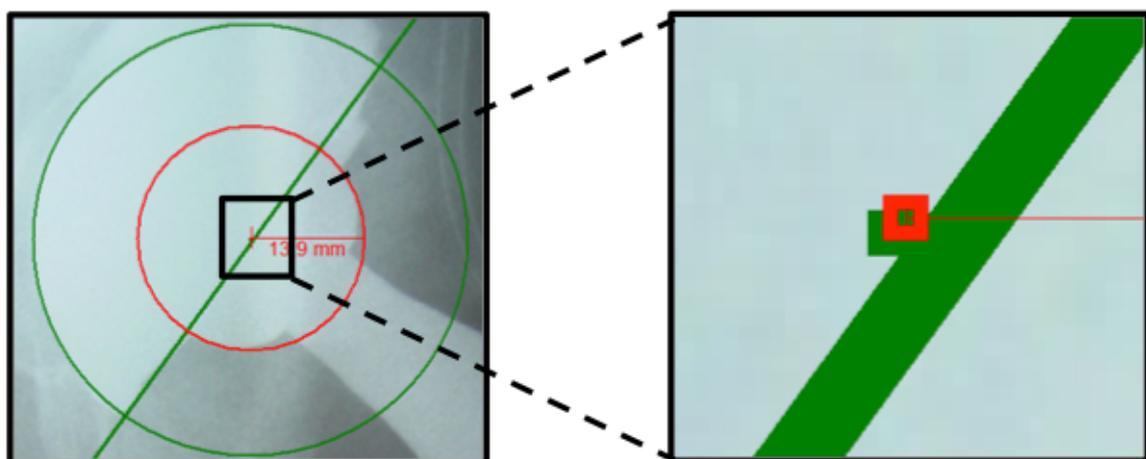
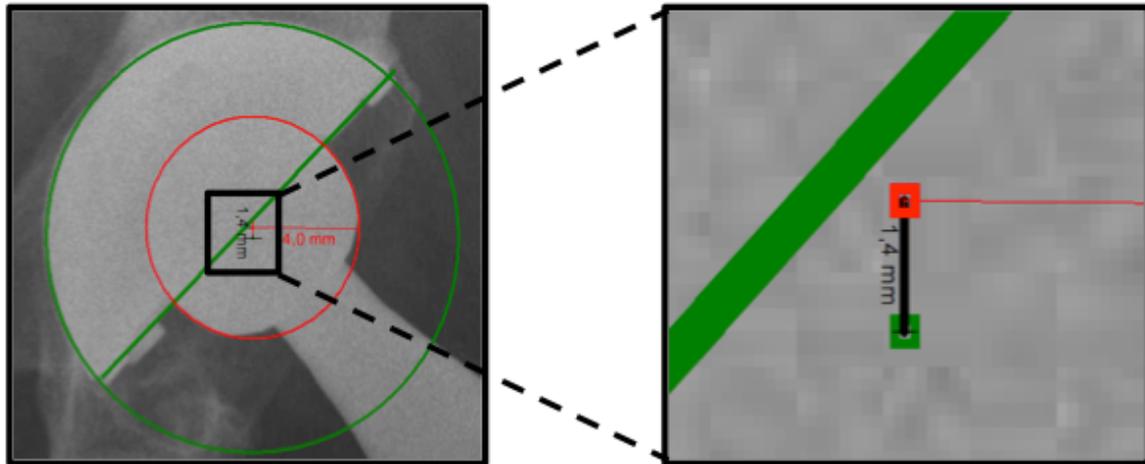


Figura 31. Radiografía PA del último seguimiento del mismo caso, donde se traza el vector de desgaste. En rojo se destacan las mediciones y el centro de la cabeza femoral, en verde las mediciones y centro del acetábulo y en negro el vector de desgaste.



Cuando en la radiografía posoperatoria no coincidieron el centro de ambos elementos, no se pudo realizar un análisis simple. En estos casos se realizó un análisis pareado. En este tipo de análisis, primero se calcula la posición relativa del centro femoral respecto al acetabular en la radiografía inicial (figura 32). A continuación, gracias a una herramienta de programa, se proyectan sobre la radiografía final las mediciones de la inicial, lo que permite ver donde estaba el centro de la cabeza femoral inicialmente (figura 33). Posteriormente se determina donde esta el centro de la cabeza realmente en esa radiografía final, de modo que el vector que une ambas posiciones de la cabeza femoral, es el vector de desgaste.

Figura 32. Radiografía PA posoperatoria de una ATC derecha, donde no coinciden los centros de la cabeza femoral y del componente acetabular. En rojo se destacan las mediciones y el centro de la cabeza femoral, en verde las mediciones y centro del acetábulo y en azul la línea que marca el desplazamiento relativo entre ambos centros.

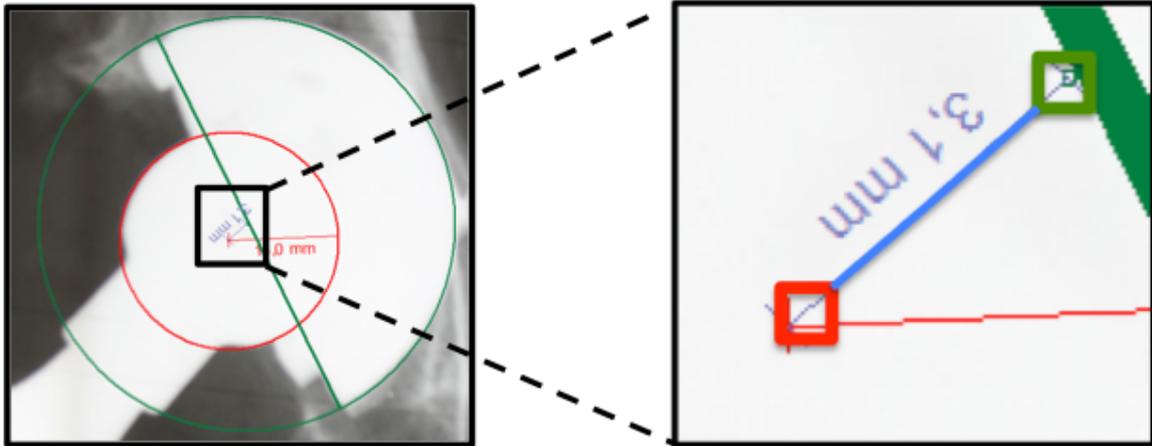
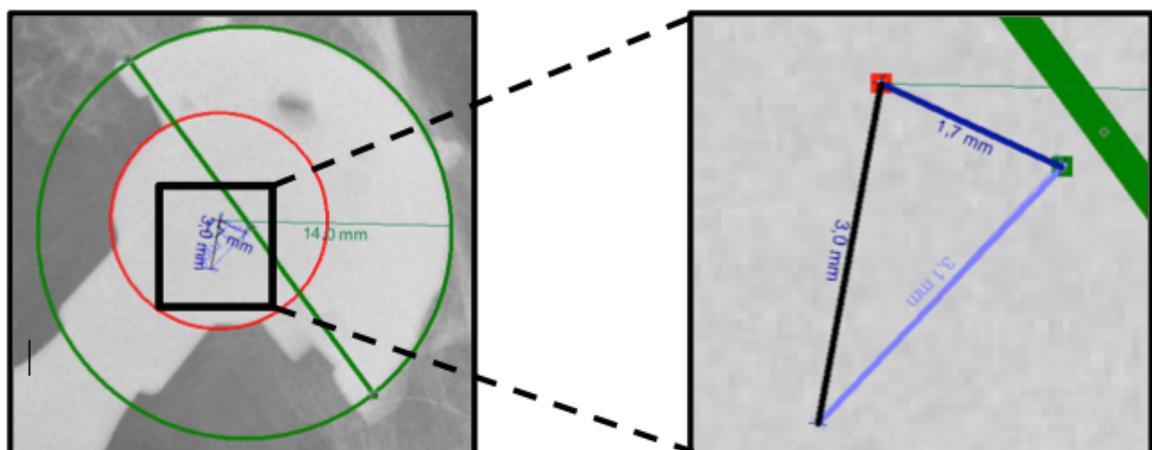
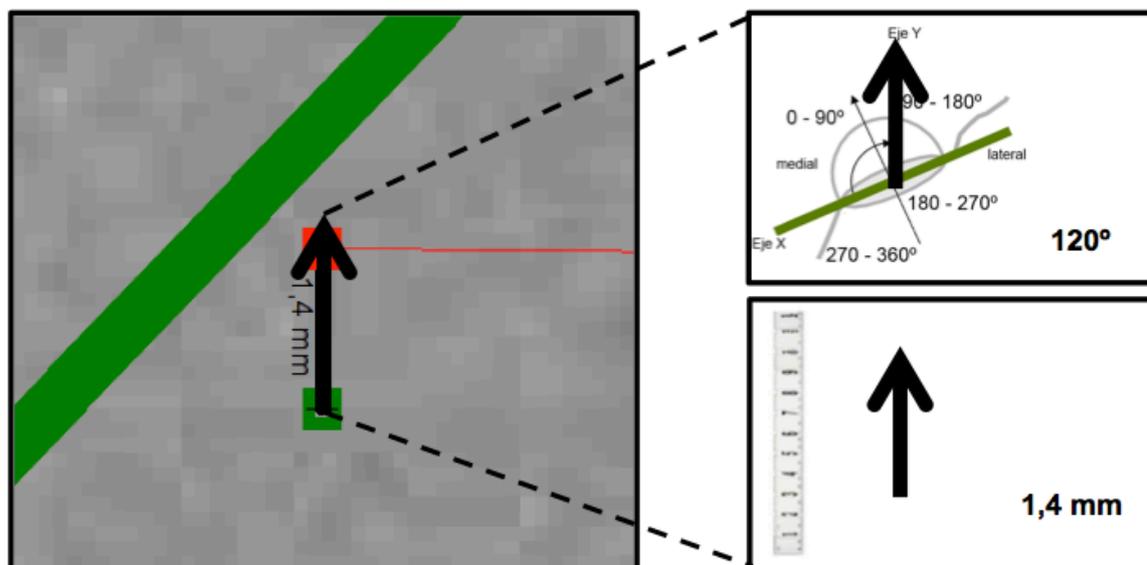


Figura 33. Radiografía PA del último seguimiento del caso anterior, donde se traza el vector de desgaste. En rojo se destaca el centro de la cabeza femoral, en verde el centro del acetábulo, en azul claro el desplazamiento relativo de la cabeza en la radiografía posoperatoria, en azul oscuro en la última radiografía y en negro el vector de desgaste definitivo.



En cualquier caso, después de cada uno de esos análisis, se obtiene un vector de desplazamiento que nos permitirá conocer el desgaste. El desgaste propiamente dicho presenta dos componentes, una magnitud y una dirección, como cualquier vector (figura 34). La magnitud nos es dada por el software que realiza la medición y, de haberse realizado correctamente la calibración de la imagen, el resultado es exacto con una precisión de 0,1 mm. La dirección del desgaste puede observarse igualmente en las mediciones proyectadas sobre la radiografía. Para etiquetar la dirección se recurrió a un sistema de cuadrantes de desgaste. Según este esquema, se toma un eje de coordenadas de modo que el eje X es el diámetro mayor tangente al borde del cotilo y el eje Y el perpendicular al mismo por el centro del componente. Es un sistema de coordenadas que tiene 360°, los cuales comienzan a contarse desde los 0° del extremo medial del eje X en sentido horario, como se muestra en la figura 34.

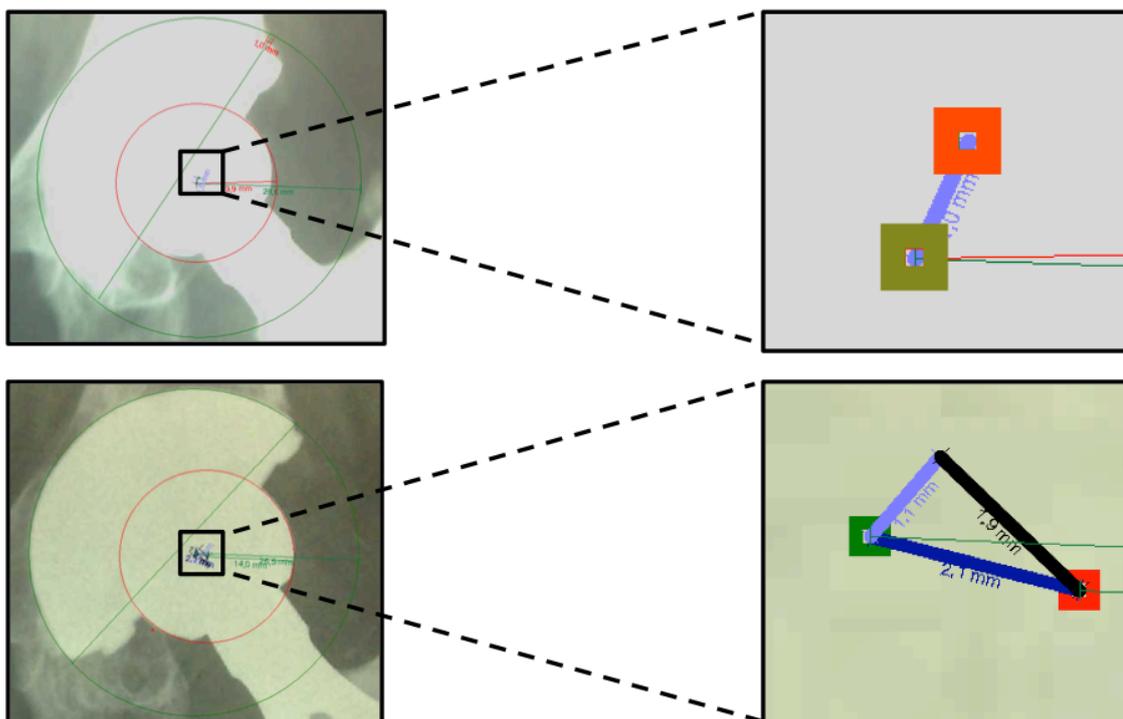
Figura 34. Representación de la dirección y magnitud del vector de desgaste del caso visto anteriormente como análisis simple. El vector tiene un ángulo de 120° y una magnitud de + 1,4 mm,



En este caso cabe mencionar que, dado que el desgaste se define como la penetración de la cabeza sobre la sombra acetabular, solo deben ser considerados como desgaste aquellos vectores donde la cabeza femoral se dirija

proximal y medialmente, es decir entre 0° y 180° . A estas magnitudes se les atribuyo un valor positivo. Aquellos con valor absoluto de 0 o con un vector entre $350^\circ-10^\circ$ o $170^\circ-190^\circ$ se consideraron como casos sin desgaste. Por último aquellos con desgaste negativo o, lo que es lo mismo, con vectores entre $180^\circ-360^\circ$, fueron nuevamente medidos. Si después de nuevas mediciones los datos seguían siendo confusos, se consideraban como mediciones erróneas y no se incluían en el cálculo global del desgaste (figura 35). El objetivo de no expulsar estos casos de la serie es que nos ayudaron a determinar la precisión de este método de medida y comprender los posibles errores en su aplicación.

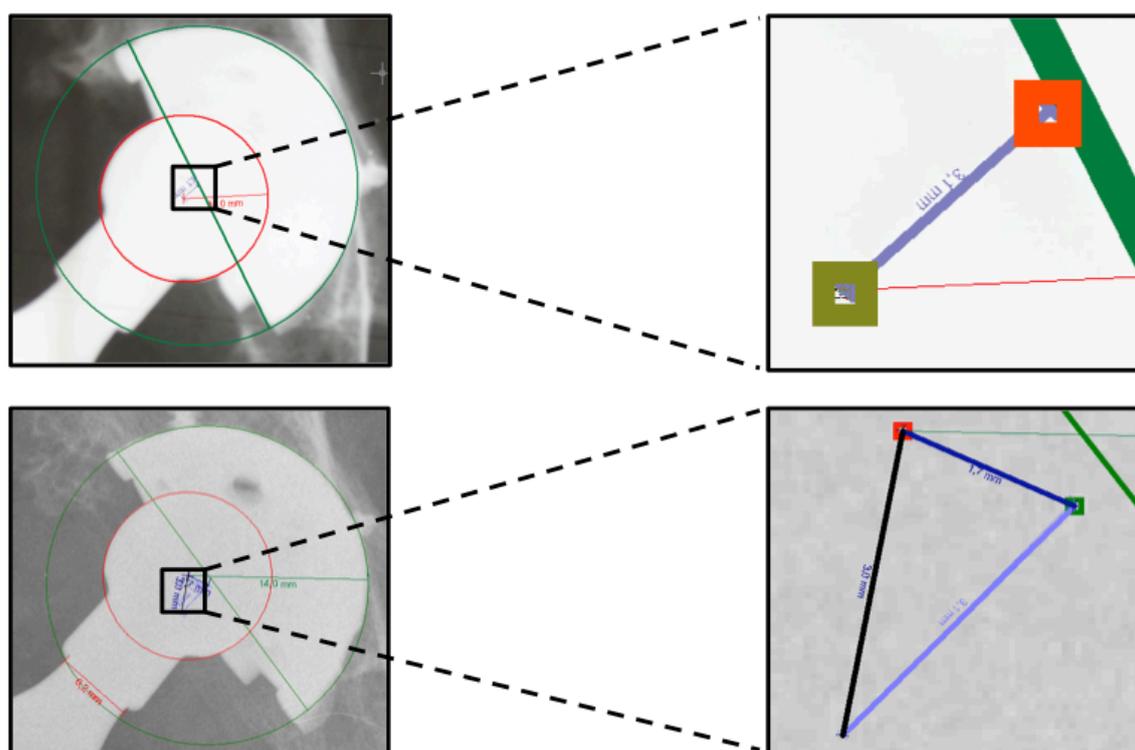
Figura 35. Ejemplo de medición desecheda por resultado de desgaste negativo. Puede apreciarse como en la radiografía final el vector de desgaste (de color negro) se aleja perpendicularmente del diámetro máximo del cotilo en lo que serían 270° aproximadamente.



Para calcular la tasa de desgaste (mm/año) simplemente se dividió el valor absoluto del desgaste registrado entre el número de años transcurridos entre la primera y última radiografías sobre las cuales se realizó la medición. De forma similar a lo anteriormente mencionado, aquellas mediciones que resultaron

particularmente extrañas por su elevado valor fueron nuevamente realizadas. En el caso de persistir cifras de desgaste por encima de 0,5 mm / año, sin respaldo en la bibliografía, se consideraron potencialmente erróneas y, aunque incluidas en la serie, no se emplearon para el cálculo estadístico. A modo de referencia, en la figura 36 se puede apreciar una medición estándar exacta de acuerdo con el método descrito.

Figura 36. Ejemplo de medición estándar de desgaste, con la radiografía posoperatoria y la última disponible, donde se observan los vectores de desgaste de acuerdo con el método descrito, con una cifra final absoluta de 3 mm.



3.4.2.2. Tomografía axial computarizada

El empleo de esta técnica de imagen es secundaria en este estudio y no forma parte del protocolo del mismo, habiendo sido exclusivamente utilizada para el cálculo de la versión acetabular. Se registraron:

Disponibilidad del estudio (1tc). El hecho de recoger este parámetro responde más a objetivos prácticos para el propio trabajo, más que a una verdadera utilidad para los objetivos del estudio. Es decir, se recogió para conocer qué estudios estaban disponibles aunque dicha información no sea útil a la hora de responder a los mencionados objetivos.

2tc. Versión acetabular (2tc). Nos pareció interesante revisar este parámetro para comprobar si, al igual que ocurre con la abducción del cotilo, tenía influencia sobre el desgaste del PE y sobre la osteolisis.

3.4.2.2.1. Técnica de tomografía axial computarizada y tratado de la imagen

Existen varios métodos para medir la versión acetabular, pero todos ellos requieren disponer de un corte axial a nivel del implante acetabular, siendo la TC el método de imagen ideal para este propósito (176). Aprovechamos el hecho de que, aunque no formase parte del protocolo de estudio, algunos casos disponían de un estudio de TC, como parte de trabajos previos. Se dispuso de un total de 18 estudios de TC de pelvis, de los cuales 8 incluían ATC bilaterales. En total, se dispuso de 26 estudios de TC, de los 86 casos. Sin embargo, otros muchos no lo tenían realizado. En un total de 60 casos, la única opción fue realizar la medición en cortes axiales de RM. El artefacto provocado por el implante dificulta la medida e impide aplicar la mayoría de los métodos disponibles para calcular la versión. Por ello empleamos un método que fuese válido tanto para TC como para RM. Las características y técnica de realización de la RM se detallarán en el siguiente apartado, mientras que las características y técnica de la TC se explican brevemente a continuación.

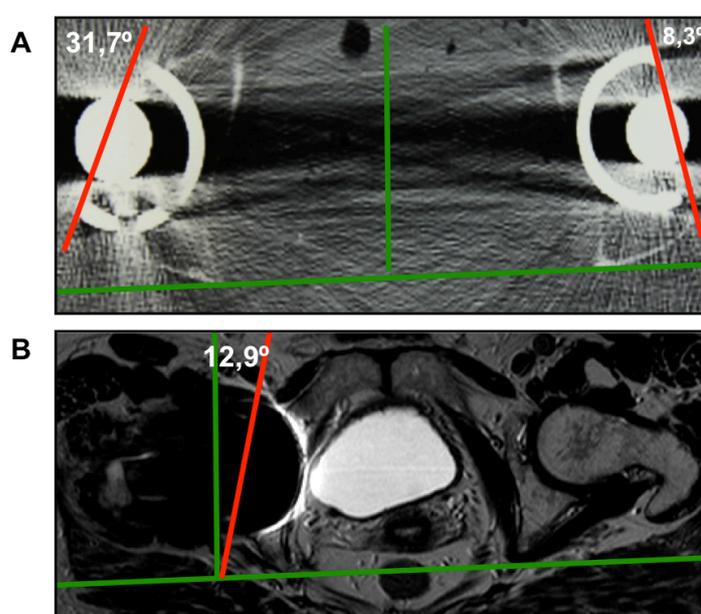
El tomógrafo empleado consiste en un sistema de tomografía axial computarizada helicoidal, de 64 cortes, de la compañía General Electric Healthcare España, S.A.U®. La técnica se desarrolló en decúbito supino, con el tubo en AP, con cortes de 1 mm (140 Kv – 138 mAs) y con una ventana de W 2000–1800 y C 400-330. En los casos previos al año 2008, las imágenes, en formato físico se digitalizaron mediante fotografiado con una cámara fotográfica

digital reflex Cánon® 1100 D de 12 megapíxeles y objetivo de 18 – 55 mm, con trípode y estabilizador de imagen. En los casos posteriores al mencionado año, las imágenes pasaron directamente al sistema Agfa IMPAX® v6.3, donde, como en RX y RM se realizaron los ajustes pertinentes.

3.4.2.2.2. Versión acetabular

La versión se calculó, tanto en los estudios de TC como de RM, empleando el mismo software de manejo de imagen y calculo de mediciones usados para la determinación del desgaste acetabular (Roman® v1.7). La sistemática fue la siguiente: primero se busco el corte axial donde fuese visible el diámetro máximo del cotilo, en su borde anterolateral, lo más claramente posible. Segundo, en ese corte, se trazó una línea tangencial al punto óseo mas posterior del acetábulo-pelvis y una perpendicular a dicha línea. Por último, se calculó el ángulo entre esa línea y la tangencial a los puntos más anterior y posterior del diámetro máximo del cotilo en su borde anterolateral (figura 37). El resultado se registro en grados. Aquellos casos sin TC, donde la medición fue imposible en RM, no se tuvieron en cuenta para el análisis estadístico.

Figura 37. Cortes axiales de TC (A) y RM (B) donde puede apreciarse el método empleado para el cálculo de la versión acetabular. Los valores obtenidos fueron 31,7° y 8,3° en el primer caso y 12,9° en el segundo.



3.4.2.3. Resonancia magnética

El estudio con resonancia magnética constituye el punto central del desarrollo de esta Tesis, en cuanto en tanto nos proporciona la información necesaria referente a las características de las lesiones osteolíticas. Como se ha mencionado con anterioridad, se realizaron un total de 59 RM, de las cuales 27 se llevaron a cabo sobre ATC bilaterales (bien por sospecha de osteolisis o por portar una ATC contralateral, aun sin sospecha). En total se dispuso de 86 estudios de RM sobre ATC. La calidad precisada para la realización del estudio exigió la mayor minuciosidad posible a la hora de obtener las imágenes.

3.4.2.3.1. Técnica de resonancia magnética y tratado de la imagen

Las 59 RM se llevaron a cabo en nuestro hospital y para ello se empleo un aparato de RM Philips® Achieva 1.5T (Koninklijke Philips Electronics N.V®, Amsterdam, Netherlands).

La presencia de implantes metálicos, aún de titanio, suponen una importante interferencia que dificulta la realización y la interpretación de los resultados de RM. Para solucionar este problema los Servicios de Traumatología y de Radiodiagnóstico de nuestro centro colaboraron estrechamente, desarrollando un protocolo técnico para evitar el artefacto. Dada la escasa bibliografía existente, dicho protocolo se basó en los pocos antecedentes de estudios sobre el tema. En este campo, los trabajos de Potter et al. son los que mayor repercusión han tenido y el diseño de dicho protocolo se basó en sus recomendaciones, que a su vez forman parte del protocolo del Hospital for Special Surgery de New York (131, 132, 138) (tabla 6). Los estudios con RM se realizaron siguiendo una sistemática similar:

- Paciente en decúbito supino. Tiempo medio de exploración de cada cadera de 20 minutos (25 máximo y 15 mínimo).
- Se realizaron como mínimo, tres secuencias con un espesor de corte de 3 mm: axial FSE potenciada en T1, coronal FSE T1 y coronal FSE T2.

- A estas secuencias se le sumó una tercera en plano sagital potenciada en T1, también de 3 mm, en aquellos casos donde era necesario una valoración más precisa de las áreas osteolíticas.

- Una cuarta y última secuencia, coronal potenciada en T2, se realizó cuando en la secuencia axial FSE T2 se observaron lesiones de tipo quístico a nivel óseo o de partes blandas.

Para decidir los parámetros de adquisición, se decidió dar preferencia a la resolución espacial (matrices de adquisición de 384 x 317 y espesores de 3 mm). En algunas circunstancias que obligaban a reducir el tamaño o la duración del estudio (pacientes obesos, claustrofobia, inquietud o mala tolerancia), se realizó una reducción de las NSA, pasando de 6 a 4, y limitando así el estudio. En conclusión, los parámetros para una secuencia potenciada en T1 fueron: TR=550, TE=16, FSE Turbo=3, NSA=6. Matriz de adquisición 384 x 317. Y los parámetros en T2: TR= 5700, Te=140, FSE=19, NSA=4, Matriz 384 x 319. Este protocolo, complejo a priori, es sencillo de aplicar para un especialista en radiodiagnóstico con una experiencia media y los resultados son reproducibles. Creemos que la su no utilización se debe más a desconocimiento que a una real dificultad.

Tabla 6. Protocolo del Hospital for Special Surgery (NY) empleado por Potter et al. y en el que se basa la técnica de RM (131, 132, 138).

Table 1 Hospital for Special Surgery recommended protocol for MRI of total hip arthroplasty	
Coil	Initial body coil—followed by shoulder surface coil
Position	Supine; head first
Series I	Axial FSE: whole-body mode; body coil TR 4500–5500; TE 21.4–32 (effective); ETL 20; FOV 32–36 cm; slice 5 mm with no gap; matrix 512 × 256; NEX 4; RBW 62–83 kHz (over entire frequency range); VBW; NP; TRF; SPF
Series II	Coronal fast inversion recovery; whole-body mode; body coil TR 4500/TE 18/TI 150; ETL 9; FOV 34–36 cm; slice 5 mm with no gap; matrix 256 × 192; NEX 2; RBW 62–83 kHz (over entire frequency range); NPW; VB; TRF; SPF
Series III	Surface coil images: Shoulder phased array coil Coronal FSE; TR 4500–5800/TE 24–30 (effective); ETL 18; FOV 18 cm; slice 4 mm with no gap; matrix 512 × 352; NEX 4–5; RBW 62–100 kHz (over the entire frequency range; 100 kHz is preferred); VBW; TRF; SPF
Series V	Axial FSE surface coil TR 4500–5500/TE 24–30; ETL 20; FOV 17–19 cm; slice 4 mm with no gap; slice 4 mm with no gap; matrix 512 × 256–288; NEX 4–5; RBW 62–100 kHz (over the entire frequency range); NPW; VBW; TRF; SPF
Series VI	Sagittal FSE surface coil TR 5500–6500/TE 23–30 (effective); ETL 20; FOV 18–20; slice 2.5–3 mm with no gap; matrix 512 × 352; NEX 4–5; RBW 62–100 kHz (over the entire frequency range—100 kHz preferred); NPW; VBW; TRF; SPF

Depending on the MRI system, the RBW may be reported as half-bandwidth (maximum frequency), so reported RBW of 62.5 is actually acquired at 125 kHz over the entire frequency range.

Abbreviations: ETL, echo train length; FOV, field of view; FSE, fast spin echo; NEX, number of excitations; NPW, no phase wrap; RBW, receiver bandwidth; SL, slice thickness; SPF, swap phase and frequency; TE, echo time; TI, inversion time; TR, repetition time; TRF, tailored radiofrequency; VBW, variable bandwidth.

Empleando este protocolo, Potter et al. fueron capaces de realizar estudios de RM de suficiente calidad para la valoración de la osteólisis periprotésica (figura 38).

Figura 38. Corte sagital de RM donde puede apreciarse osteólisis periprotésica significativa a nivel femoral y pélvico. Tomado de Potter et al. (132), 2005.



Empleando esta sistemática la calidad fue suficientemente elevada para un estudio adecuado en la mayoría de los casos. Cuando la calidad no fue adecuada o aquellos casos en los que no pudo completarse el estudio por obesidad incompatible con la RM o claustrofobia, se desecharon y forman parte del grupo de 40 casos excluidos debido a protocolo radiológico incompleto mencionados al inicio del apartado de Material y Método.

Una vez obtenidas las imágenes y dado que todas son posteriores al año 2008 (fecha de implantación de la imagen digital en nuestro centro) fueron incorporadas al sistema PACS por el software Agfa IMPAX® v6.3. Tal y como ocurre con las RX o la TC, este programa permite realizar las tareas de cambio de orientación y tamaño, ajustes de brillo y contraste y almacenamiento y exportación digital. La única medición realizada sobre las RM fue la de la versión acetabular, en aquellos casos donde la TC no estuviera disponible. El cálculo se realizó

empleando el software Roman® v1.7, según el método descrito con anterioridad. El resto de variables estudiadas sobre la RM fueron meramente observacionales y no precisaron programas de medida.

3.4.2.3.2. Osteolisis

Como hemos dicho, el principal objetivo del estudio con RM fue el análisis de las lesiones osteolíticas. Para llevarlo a cabo y, a medida que los estudios de RM estuvieron disponibles, fueron siendo analizados por un facultativo especialista en radiodiagnóstico con experiencia en este tipo de patología, siendo el mismo observador en todos los casos. No obstante, los facultativos del Servicio de Cirugía Ortopédica implicados en el estudio realizaron su propia valoración y, aunque priman los conocimientos del primero, en caso de controversia respecto a los hallazgos, ambas partes consensuaron el resultado de la observación.

A pesar de que la concordancia de los resultados parece estar asegurada dado el reducido número de observadores, para uniformizar dichos resultados y evitar sesgos de observación, se aplicó una sistemática o protocolo que permitió la definición de las lesiones. Se trató de consensuar lo que era una **lesión osteolítica**, una **lesión granulomatosa** y el modo de describir su **grado de enfermedad**, **localización**, **magnitud y tipo de crecimiento**.

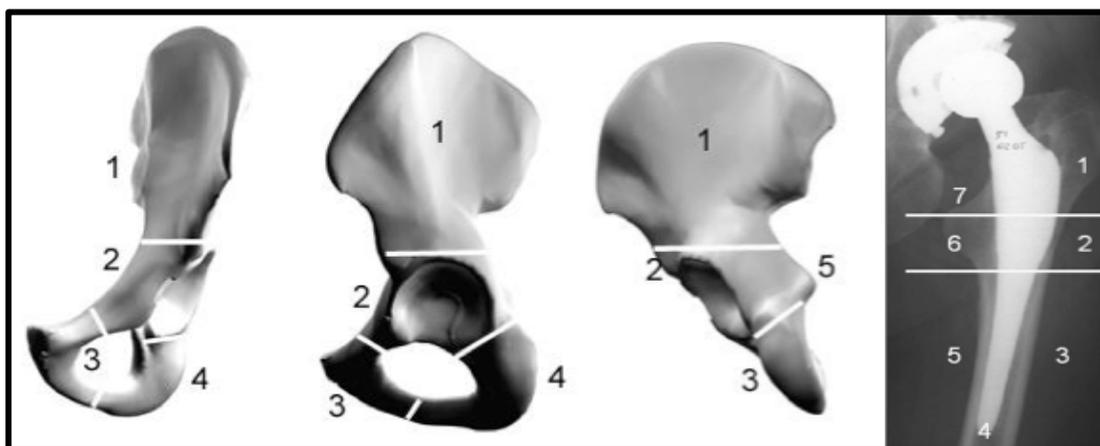
Se consideró una **lesión granulomatosa** una zona de señal intermedia rodeada por un área hipointensa, pero que no reemplazaba la señal del hueso, típicamente grasa e hiperintensa. Se definió como **lesión osteolítica** una zona de señal intermedia rodeada por un área hipointensa pero que, en este caso, sí reemplazaba la señal del hueso llegando a comunicar con la articulación. Ambas lesiones pueden estar presentes, siendo, de hecho, lo predecible. Aunque teóricamente no es posible el desarrollo de una lesión osteolítica sin un paso previo por lesión granulomatosa, sí que puede existir ésta última aunque no haya osteolisis, lo que supondría el momento ideal para la realización de una resonancia magnética, ya que supondría un diagnóstico precoz del problema.

Antes de nada, se registraron todos los **años de realización (1rm)** de los estudios, parámetro fundamental para comprender su crecimiento.

Localización de la lesión (2rm, 3rm, 4rm, 5rm, 6rm, 7rm, 8rm y 9rm).

Con la definición de lesión osteolítica y granulomatosa ya referidas, los observadores decidieron la **presencia o no de enfermedad**. Esta definición se realizó de forma independiente para cada región ósea. Así, para definir la localización de las lesiones en pelvis y fémur, se elaboró un esquema, según el cual ~~ambos~~ se dividieron en un total de 8 zonas. En la pelvis, se tomó como base la división en 3 zonas pélvicas en proyección PA realizada por De Lee-Charnley: ilion supraacetabular, rama iliopubiana, y rama isquiopubiana. A ésta se le incorporaron dos zonas más: el isquion y la zona retroacetabular, difíciles de ver en RX pero no así en RM, hasta alcanzar un total de 5 áreas pélvicas. En el fémur, la localización de las lesiones se esquematizó siguiendo el concepto de las 7 áreas de Gruen, ya mencionadas con anterioridad (150). Tal y como se realizó en la RX, a nivel femoral, las 7 zonas se resumieron en 3: la 1, la 7 y de la 2 a la 6. Un esquema gráfico, recogido en la figura (39), fue el empleado por los observadores para la clasificación de las lesiones según su localización.

Figura 39. Esquema con las zonas de distribución de las lesiones osteolíticas basado en las áreas I-III de De Lee-Charnley (izquierda) y 1-7 de Gruen (derecha).



Una vez identificadas las áreas con lesiones se anotó el **tipo de localización (10rm)**, determinando si no existía enfermedad, si existía lesión granulomatosa o si existía lesión osteolítica, que a su vez podía ser exclusivamente pélvica, exclusivamente femoral o ambas.

Número de zonas afectadas (11rm). Dado que en el estudio no se dispuso de la capacidad para realizar una estimación volumétrica del área lesionada, el número de zonas afectas fue el único parámetro que podría definir la gravedad de la enfermedad. Éste podía oscilar, lógicamente, entre 0 y 8.

El **grado de la enfermedad (12rm)** se definió en 4 rangos: No enfermedad, lesión granulomatosa sin osteolisis, osteolisis pélvica o femoral y enfermedad avanzada. Para la **magnitud de la enfermedad (13rm)**, se consideró enfermedad avanzada aquella en la que se veían afectadas 4 o más zonas de las 8 descritas.

Distribución espacial y grado de continuidad (14rm y 15rm). Dentro de la valoración de la osteolisis en la RM, la parte más importante fue la determinación del patrón de crecimiento de dichas lesiones. Los **patrones de crecimiento** de las lesiones fueron definidos de acuerdo a dos características: **su distribución espacial y su grado de continuidad**. Para cada uno de estas dos opciones se describieron 2 posibilidades principales y 3 intermedias (10 en total). Además se describieron 4 posibles combinaciones entre los dos patrones principales. Cada osteolisis se clasificó 3 veces, como se verá a continuación.

La primera clasificación hace referencia a la distribución espacial. Se consideraron dos posibilidades: lesiones centrales y periféricas. La osteolisis siguió una distribución espacial **central** cuando la lesión se localizaba en el centro de la región medial del componente acetabular, lejos de la periferia del implante y en comunicación directa con la articulación a través de los agujeros acetabulares, no a través del borde del implante. Por el contrario, se consideró que las lesiones seguían una distribución **periférica** cuando la lesión estaba en contacto con el espacio articular a través de la periferia del acetábulo, superando su borde circunferencial, y no por los agujeros de la cúpula cotiloidea. Para aquellos casos donde la distribución espacial no estaba suficientemente delimitada, se definieron

tres patrones de distribución intermedios. Se denominaron patrones predominantemente central y predominantemente periférico cuando su carácter central o periférico prevelece pero no era absoluto y se consideró patrón mixto cuando la distribución era dudosa. En total definimos 5 tipos patrones de distribución espacial: central puro, predominantemente central, mixto, predominantemente periférico y periférico puro.

La segunda clasificación atiende a su grado de continuidad. La enfermedad osteolítica también se dividió en dos versiones, **continua o aislada**. Estos dos conceptos no se refieren a que la lesión fuese continua o no con el espacio articular, lo que se da por hecho si atendemos a la etiopatogenia de la enfermedad y al concepto de espacio articular efectivo. La división entre patrón continuo y aislado hace referencia a la relación entre las propias lesiones. Es decir, si son continuas entre ellas o no. Así, el patrón se consideró **aislado** cuando las lesiones aparecieron como lesiones pequeñas, múltiples y aisladas, comunicadas con el espacio articular, pero no entre ellas mismas. Por el contrario se consideró un crecimiento **continuo** siempre que las lesiones tenían un volumen grande, único, y continuo, comunicadas con el espacio articular, pero también entre sí. Al igual que con la distribución espacial, en el grado de continuidad también se definieron otras tres formas intermedias. Se consideraron patrones predominantemente aislado y predominantemente continuo cuando su naturaleza aislada o continua dominaba el crecimiento, pero no era absoluta y se consideró patrón mixto cuando no existía seguridad sobre el predominio de uno u otro. En total se definieron 5 tipos patrones de grado de continuidad: aislado puro, predominantemente aislado, mixto, predominantemente continuo y continuo puro.

Para facilitar la descripción de los mencionados patrones de crecimiento, se diseñaron dos esquemas (figuras 40 y 41) con el aspecto de cada uno de los cuatro principales modos de crecimiento de las lesiones (los otros seis son formas intermedias). Para uniformizar la iconografía empleamos un esquema utilizado previamente para la descripción de los hallazgos radiográficos y una radiografía PA de un caso de la serie. Basándose en esto, los observadores clasificaron las

lesiones de cada caso en uno de estos 5 patrones de distribución espacial y en uno de los 5 patrones de grado de continuidad.

Figura 40. Esquema, basado en el esquema ya utilizado de las zonas de De Lee–Charnley, donde se representan los principales 4 patrones de crecimiento. Según la distribución espacial: central (A) y periférica (B) y según el grado de crecimiento aislado (C) y continuo (D). Los restante 6 patrones (3 formas intermedias de distribución espacial y 3 de grado de continuidad) no se representan.

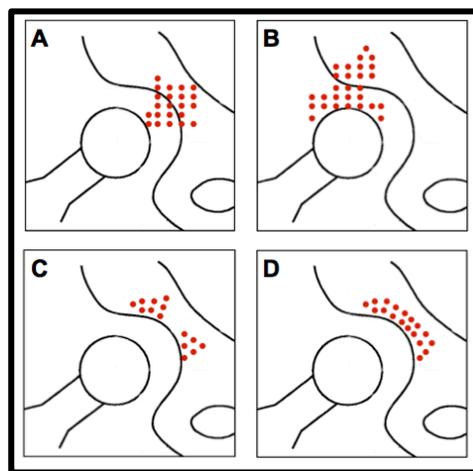
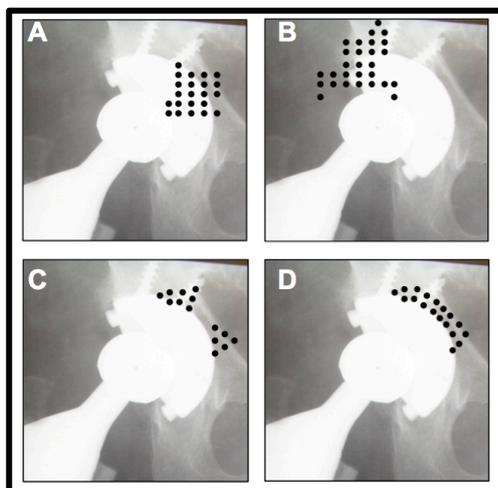


Figura 41. Esquema, basado en una radiografía PA de una ATC de la serie, donde se representan los principales 4 patrones de crecimiento. Según la distribución espacial: central (A) y periférica (B) y según el grado de crecimiento aislado (C) y continuo (D). Los restante 6 patrones (3 formas intermedias de distribución espacial y 3 de grado de continuidad) no se representan.



Por último, la tercera clasificación se refiere a las combinaciones. Además de registrar los 4 tipos de crecimiento, y como se explicará en el apartado de Resultados, se estudió la asociación entre ellos. Es decir, no solamente se clasificó cada lesión dentro de los 10 posibles patrones mencionados, si no que cada tipo de osteolisis se englobó dentro de una clasificación de segundo nivel como combinaciones de los 4 patrones principales (central, periférico, aislado y continuo). Esto dio lugar, a su vez, a cuatro posibles patrones combinados: central-aislado, central-continuo, periférico-aislado y periférico-continuo. Empleando los esquemas previos, en las figuras 42 y 43 se ilustran esas combinaciones.

Figura 42. Esquema, basado en el esquema ya utilizado de zonas de De Lee – Charnley, donde se representan las 4 posibles combinaciones entre los 4 principales patrones: central-aislado (A), central-continuo (B), periférico-aislado (C) y periférico-continuo (D).

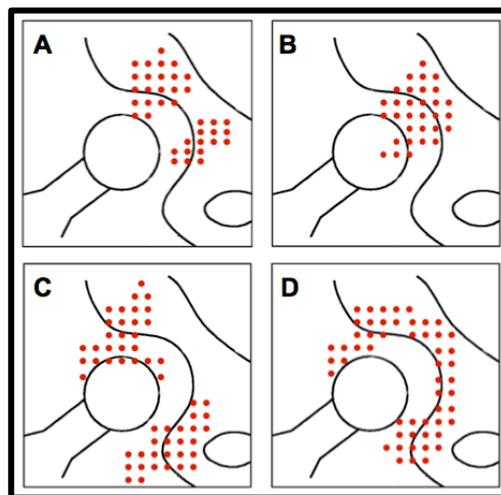
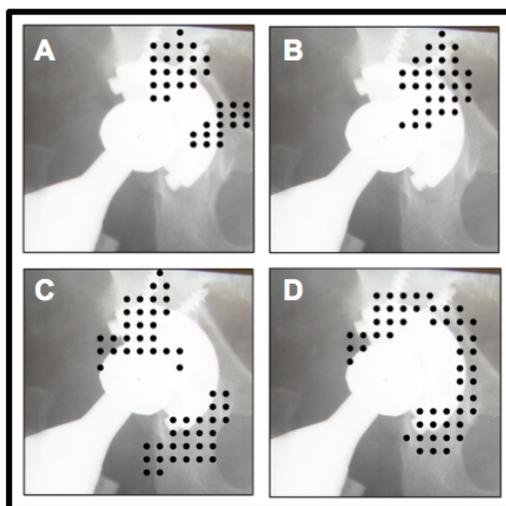


Figura 43. Esquema, basado en una radiografía PA de una ATC de la serie, donde se representan las 4 posibles combinaciones entre los 4 principales patrones: central-aislado (A), central-continuo (B), periférico-aislado (C) y periférico-continuo (D).



Se decidió recoger las distintas **combinaciones entre patrones (16rm)**. Es decir, se anotó que tipo de combinación de patrón de crecimiento presentaban. La combinación entre diferentes distribuciones espaciales con distintos grados de continuidad que ofrecía cada lesión fueron recogidos para comprobar si su distribución era tan asimétrica como cada variable por separado.

Número de tornillos con osteolisis y con lesión central (17rm y 18rm). Para finalizar se recogieron tres últimas variables. En aquellas ATC cuya fijación acetabular estaba reforzada con tornillos se trato de determinar la presencia de lesiones a dicho nivel, no sin cierta dificultad por el lógico artefacto metálico generado por los mismos. De ese modo, se analizó el **número total de tornillos con osteolisis** y, de ellos, se determinó que **tornillos presentaban lesiones de tipo central**, de acuerdo con la descripción que se ha realizado.

Por último se estudió la presencia de **quistes osteolíticos (19rm)** de contenido líquido, valorando solamente si estaban presentes o no, y no su localización.

3.4.2.4. Concordancia

1co-8co. Las últimas variables recogidas fueron las destinadas a registrar la concordancia entre los hallazgos en RX y RM. En un total de 8 localizaciones, una por cada zona de osteolisis, se registró si existía osteolisis en RX y en RM, en ninguna de las dos o en una sí y en otra no (anotando en cual de las dos era).

En las **tablas 7 y 8** se pueden apreciar la totalidad de las 67 variables recogidas, en el modo de vista de variables del programa SPSS® empleado para el análisis estadístico.

Tabla 7. Captura de pantalla de la base de datos del programa SPSS® con la lista de 23 variables clínicas.

	Nombre	Tipo	Anchura	Decimales	Etiqueta	Valores	Perdidos	Columnas	Medida	Alineación	Rol
1	etiol	Numérico	1	0	Etiología	{1, Idiopática}...	Ninguna	3	Escala	Derecha	Entrada
2	indic	Numérico	1	0	Indicación	{1, Sospecha Rx ost...	Ninguna	4	Escala	Derecha	Entrada
3	unibi	Numérico	1	0	Uni-Bilateral	{1, Unilateral}...	Ninguna	3	Escala	Derecha	Entrada
4	lado	Numérico	2	0	Lado	{1, DCH}...	Ninguna	2	Escala	Derecha	Entrada
5	edad	Numérico	3	0	Edad	Ninguna	Ninguna	3	Escala	Derecha	Entrada
6	sex	Numérico	1	0	Sexo (por caso)	{1, Hombre}...	Ninguna	2	Escala	Derecha	Entrada
7	imc	Numérico	4	2	IMC	Ninguna	Ninguna	3	Escala	Derecha	Entrada
8	peso	Numérico	3	0	Peso (Kg)	Ninguna	Ninguna	3	Escala	Derecha	Entrada
9	alt	Numérico	3	0	Altura (cm)	Ninguna	Ninguna	3	Escala	Derecha	Entrada
10	añocirug	Numérico	2	0	Año de cirugía	Ninguna	Ninguna	3	Escala	Derecha	Entrada
11	abord	Numérico	1	0	Abordaje	{1, Anterior}...	Ninguna	5	Escala	Derecha	Entrada
12	cab	Numérico	2	0	Tamaño cabeza	Ninguna	Ninguna	2	Escala	Derecha	Entrada
13	tornillo	Numérico	1	0	Número de tor...	{0, 0}...	Ninguna	5	Escala	Derecha	Entrada
14	event	Numérico	1	0	Eventos quirúr...	{1, No}...	Ninguna	4	Escala	Derecha	Entrada
15	espec	Numérico	1	0	Eventos espec...	{1, No}...	Ninguna	4	Escala	Derecha	Entrada
16	añoevo	Numérico	2	0	Años de evoluc...	Ninguna	Ninguna	2	Escala	Derecha	Entrada
17	activ	Numérico	1	0	Actividad	{1, cama}...	Ninguna	3	Escala	Derecha	Entrada
18	dolor	Numérico	1	0	Dolor	Ninguna	Ninguna	3	Escala	Derecha	Entrada
19	mov	Numérico	1	0	Movilidad	Ninguna	Ninguna	3	Escala	Derecha	Entrada
20	marcha	Numérico	1	0	Marcha	Ninguna	Ninguna	2	Escala	Derecha	Entrada
21	merle	Numérico	2	0	Escala de Merle	Ninguna	Ninguna	4	Escala	Derecha	Entrada
22	cadcontr	Numérico	1	0	Afectación cad...	{1, ATC}...	Ninguna	4	Escala	Derecha	Entrada
23	charnley	Numérico	1	0	Grado de Char...	{1, A}...	Ninguna	2	Escala	Derecha	Entrada

Tabla 8. Captura de pantalla de la base de datos del programa SPSS® con la lista de 17 variables de RX y TC, las 19 de RM y las 8 de concordancia.

1	altroc	Numérico	3	0	Altura de troca...	Ninguna	Ninguna	3			
2	abd	Numérico	2	0	Abducción ace...	Ninguna	Ninguna	2			
3	hapcotilo	Numérico	4	2	HAP libre cotilo	Ninguna	Ninguna	6			
4	hapfemur	Numérico	4	2	HAP libre femur	Ninguna	Ninguna	8			
5	desg	Numérico	1	0	Desgaste del p...	{1, no}...	Ninguna	3			
6	tasa	Numérico	4	3	Tasa de desg...	Ninguna	Ninguna	5			
7	sospech	Numérico	1	0	Sospecha de o...	{1, No}...	Ninguna	3			
8	rxp1	Numérico	1	0	RXP1	{1, no}...	Ninguna	1			
9	rxp2	Numérico	1	0	RXP2	{1, no}...	Ninguna	1			
10	rxp3	Numérico	1	0	RXP3	{1, no}...	Ninguna	1			
11	rxp4	Numérico	1	0	RXP4	{1, no}...	Ninguna	1			
12	rxp5	Numérico	1	0	RXP5	{1, no}...	Ninguna	1			
13	rxf1	Numérico	1	0	RXF1	{1, no}...	Ninguna	1			
14	rxf7	Numérico	1	0	RXF7	{1, no}...	Ninguna	1			
15	rxf2f6	Numérico	1	0	RXF2F6	{1, no}...	Ninguna	5			
16	tac	Numérico	1	0	Disponibilidad...	{1, No}...	Ninguna	2			
17	vers	Numérico	4	2	Versión acetab...	Ninguna	Ninguna	4			
18	aform	Numérico	2	0	Año de realiza...	Ninguna	Ninguna	4			
19	p1	Numérico	1	0	Pelvis 1 - Ilio...	{1, no}...	Ninguna	4			
20	p2	Numérico	1	0	Pelvis 2 - Ilio...	{1, no}...	Ninguna	3			
21	p3	Numérico	1	0	Pelvis 3 - Pubis	{1, no}...	Ninguna	3			
22	p4	Numérico	1	0	Pelvis 4 - Isqui...	{1, no}...	Ninguna	2			
23	p5	Numérico	1	0	Pelvis 5 - Retr...	{1, no}...	Ninguna	2			
24	f1	Numérico	1	0	Fémur 1 - Troc...	{1, no}...	Ninguna	1			
25	f7	Numérico	1	0	Fémur 7 - Troc...	{1, no}...	Ninguna	3			
26	f2f6	Numérico	1	0	Fémur 3 a 6	{1, no}...	Ninguna	4			
27	locgen	Numérico	1	0	Localización	{1, No}...	Ninguna	4			
28	n°zonas	Numérico	1	0	Número de zo...	{1, 1}...	Ninguna	5			
29	gradoenf	Numérico	1	0	Grade de enfer...	{1, No enfer...	Ninguna	3			
30	magnitudenf	Numérico	1	0	Enfermedad av...	{1, No}...	Ninguna	2			
31	tipoles	Numérico	1	0	Lesión central...	{1, Central...	Ninguna	5			
32	cg	Numérico	1	0	Continuidad d...	{1, Aislado...	Ninguna	2			
33	Comb	Numérico	2	0	Combinación d...	{1, Central...	Ninguna	8			
34	aftorni	Numérico	1	0	Osteolisis en t...	Ninguna	Ninguna	3			
35	toac	Numérico	1	0	Tornillos con l...	Ninguna	Ninguna	3			
36	quiste	Numérico	1	0	Colección quis...	{1, no}...	Ninguna	4			
37	rp1	Numérico	1	0	Relación P1	{1, RM y RX...	Ninguna	2			
38	rp2	Numérico	1	0	Relación P2	{1, RM y RX...	Ninguna	2			
39	rp3	Numérico	1	0	Relación P3	{1, RM y RX...	Ninguna	2			
40	rp4	Numérico	1	0	Relación P4	{1, RM y RX...	Ninguna	2			
41	rp5	Numérico	1	0	Rleación P5	{1, RM y RX...	Ninguna	2			
42	rf1	Numérico	1	0	Relación F1	{1, RM y RX...	Ninguna	2			
43	rf7	Numérico	1	0	Relación F7	{1, RM y RX...	Ninguna	2			
44	rf2f6	Numérico	1	0	relación f2-f6	{1, RM y RX...	Ninguna	1			

3.5. Análisis estadístico de las variables recogidas

Con los datos de las variables recogidas que se han ido describiendo, se realizó un análisis estadístico. Este análisis perseguía dar respuesta a los tres primeros objetivos de la Tesis, mencionados en el apartado correspondiente, es decir, conocer las características y evolución de las ATC de nuestra serie y determinar la influencia de las distintas variables revisadas, tanto sobre la presencia y gravedad de la osteolisis, como sobre su patrón de crecimiento.

El estudio estadístico se realizó en colaboración con la Unidad de Investigación de nuestro hospital y el software empleado para dicho análisis fue el programa IBM SPSS portable® v19 para Windows 7 y el IBM SPSS® v21 para OsX (SPSS, Inc, Chicago, IL.). En primer lugar se construyó una extensa base de datos donde se recogieron todas las variables y la frecuencia de los valores de cada una de ellas. Aunque las tablas con los resultados se verán en el apartado adecuado, un ejemplo de una base de datos puede apreciarse en las tablas 7, 8 y 9.

Tabla 9. Captura parcial de la base de datos del SPSS® una vez recogidas las variables. Corresponde al primer grupo de variables de los primeros 20 pacientes.

	n°rm	n°paciente	n°bhp	n°hap	indic	mod	unibi	lado	edad	sexpacie	sexca	alt	peso	imc	etiolo	activ	dolor	mov	marc	me...	char	año	año	año	abd	
										n°te	so							ha	...	nley	rug	m	ev	lo	51	
1	1	1	53	1	4	1	2	1	65	2	2	166	78	28,31		1	4	5	4	4	13	2	94	9	15	45
2	2	1	.	.	1	1	2	2	66	.	2	161	76	29,32		1	4	6	4	4	13	2	95	9	14	50
3	3	2	255	.	3	1	2	1	53	2	2	167	80	28,69		1	5	6	6	6	18	2	98	9	11	40
4	4	2	.	2	1	1	2	2	48	.	2	170	87	30,10		1	5	6	5	5	16	2	92	9	17	60
5	5	3	31	3	1	1	1	1	29	2	2	168	87	30,82		2	6	4	4	5	12	1	93	9	16	40
6	6	4	23	4	1	1	1	2	61	1	1	172	80	27,04		1	5	6	5	5	16	2	92	9	17	50
7	7	5	119	5	1	1	1	2	61	2	2	156	75	30,82		1	5	6	6	5	18	1	95	9	14	46
8	8	6	227	6	1	1	1	2	41	1	1	178	86	27,14		1	6	5	5	6	15	1	97	9	12	43
9	9	7	28	7	3	1	2	1	48	1	1	160	58	22,66		3	5	6	5	6	17	2	94	9	15	53
10	10	7	73	8	1	1	2	2	49	.	1	168	74	26,22		1	5	6	5	6	17	2	94	9	15	70
11	11	8	.	.	1	1	2	1	66	2	2	174	88	29,07		1	4	6	5	5	16	2	93	9	16	56
12	12	8	13	9	1	1	2	2	65	.	2	152	73	31,60		1	4	6	5	5	16	2	94	9	15	48
13	13	9	33	10	1	1	2	1	51	1	1	170	65	22,49		1	4	6	5	4	16	2	92	9	17	53
14	14	9	.	.	3	1	2	2	49	.	1	166	70	25,40		1	4	6	5	5	16	2	94	9	15	55
15	15	10	99	11	1	1	1	2	46	2	2	154	70	29,52		2	5	6	6	6	18	1	95	9	14	45
16	16	11	45	12	1	1	2	1	62	1	1	170	82	28,37		2	5	6	5	5	16	2	94	9	15	43
17	17	11	12	13	4	1	2	2	62	.	1	177	82	26,17		2	5	6	5	5	16	2	94	9	15	55
18	18	12	.	.	1	1	1	1	68	2	2	152	57	24,67		3	5	6	6	6	18	1	1	9	8	50
19	19	13	.	.	2	1	1	1	62	1	1	169	78	27,31		1	5	6	6	6	18	1	99	9	10	55
20	20	14	56	14	1	1	2	1	56	1	1	169	78	27,31		1	6	6	6	6	18	1	94	9	15	51

Primeramente se realizó un estudio descriptivo, observacional y transversal analizando la frecuencia de cada uno de los valores de las variables, así como sus estadísticos descriptivos (media, mediana, desviación, etc.) con el objeto de conocer las características de la muestra estudiada y dar respuesta así a los dos primeros objetivos de la Tesis. Posteriormente, para responder al tercer objetivo de la Tesis y conocer la influencia de unas variables sobre otras, se emplearon test de comparación de medias, test de correlación de variables, estudios de regresión, etc. En este caso básicamente se trató de buscar la relación entre variables clínicas (edad, IMC, actividad física), radiológicas (abducción acetabular, cobertura del implante) y quirúrgicas (vía de abordaje, años de evolución) con los objetos de investigación de la Tesis (desgaste de PE y características de la osteolisis). Antes de comenzar se realizó el test de Kolmogorov-Smirnov para determinar que variables seguían una distribución normal y cuales no, y de esa forma aplicar los test estadísticos apropiados.

Para estudiar la correlación entre variables cuantitativas discretas y continuas y cuantitativas discretas ordinales y aquellas de distribución no normal se empleó el coeficiente de correlación (Rho) de Spearman mientras que entre variables cuantitativas continuas y discretas no ordinales y de distribución normal, se empleó el coeficiente de correlación de Pearson. La interpretación de ambos es la misma: valores que se aproximen a -1 y $+1$ presentan una correlación inversa o directa y los que se aproximen a 0 , no presentan dicha correlación. En aquellos casos donde se detectó correlación, se elaboraron curvas de dispersión para analizar la misma y conocer su grado de asociación y el tipo de gráfica que mejor reflejaba la misma.

Por último se utilizó el test de análisis de varianza (ANOVA) de comparación de medias a la hora de terminar la posible relación entre variables cualitativas con cuantitativas.

Para finalizar, cuando se observó que varias variables se relacionaban con otra variable diferente a ellas, y para comprobar su influencia en conjunto, se aplicaron test de regresión lineal.

4. Resultados

4.1. Resultado del análisis de las variables a estudio

4.1.1. Variables clínicas

Aunque algunas de las variables clínicas, sobretodo de tipo epidemiológicas, ya se han mencionado a la hora de describir la muestra poblacional y el grupo de estudio, sus resultados se exponen nuevamente, y de forma más extensa en este apartado.

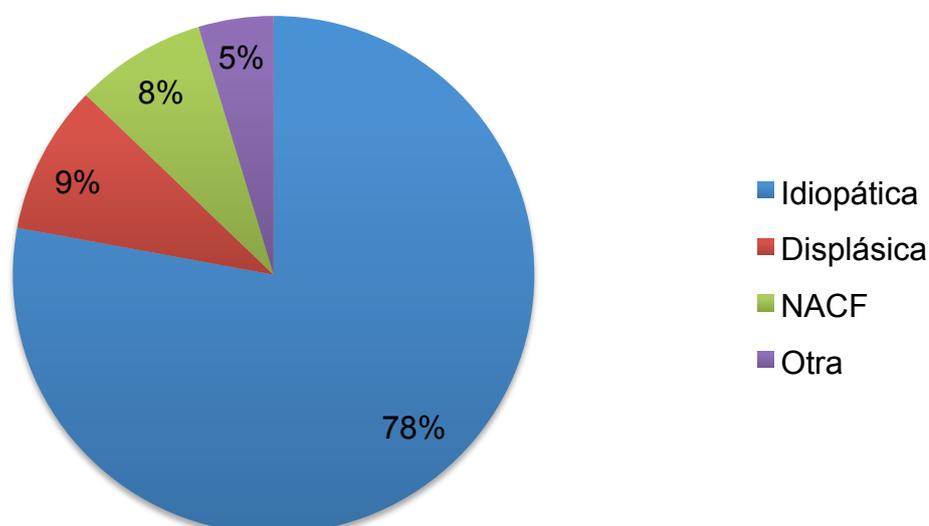
Etiología (1c)

La causa de los cambios degenerativos de la articulación de la cadera que motivaron la indicación de la artroplastia fue de naturaleza idiopática o primaria en la gran mayoría de los pacientes (67 casos). El resto de casos se reparten casi a partes iguales entre un origen displásico (8 casos), NACF (7 casos) y otras causas, como la postraumática (4 casos). Los datos se resumen en la tabla 10 y en la figura 44.

Tabla 10. Frecuencia de cada etiología de degeneración articular y de la indicación de inclusión en el estudio.

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
Etiología	Idiopática	67	77,9	77,9
	Displásica	8	9,3	87,2
	NACF	7	8,1	95,3
	Otra	4	4,7	100,0
	Total	86	100,0	
Indicación	Sospecha RX osteolisis	57	66,3	66,3
	Sospecha clínica osteolisis	8	9,3	75,6
	Bilateralidad	17	19,8	95,3
	TC	4	4,7	100,0
	Total	86	100,0	

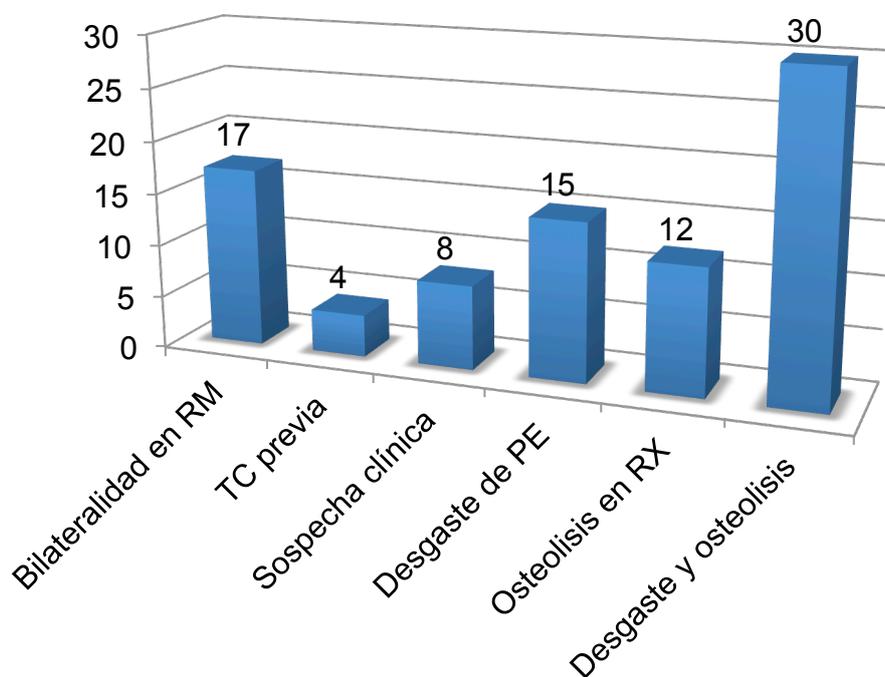
Figura 44. Distribución de casos (en %) en función de la etiología que provocó la indicación de reemplazo articular.



Indicación (2c)

Tal y como se mencionó al inicio del capítulo de Material y Método la indicación para la Introducción de cada caso en el estudio fue la sospecha radiológica de osteolisis en 57 casos. 15 fueron por sospecha radiológica de desgaste, 12 por visualización de lesiones líticas y 30 por sospecha de ambas cosas. La sospecha basada en la clínica de osteolisis fue el motivo de inclusión de 8 casos, la inclusión en el estudio de la cadera contralateral en 17 caderas y la presencia de lesiones sospechosas de osteolisis en un estudio previo de TC fue la causa en las restantes 4 ocasiones. Las frecuencias y su representación porcentual se recogen en la tabla 10 y en la figuras 13 y 45.

Figura 45. Distribución de casos (en número absoluto) en función de la indicación de la introducción en el estudio.

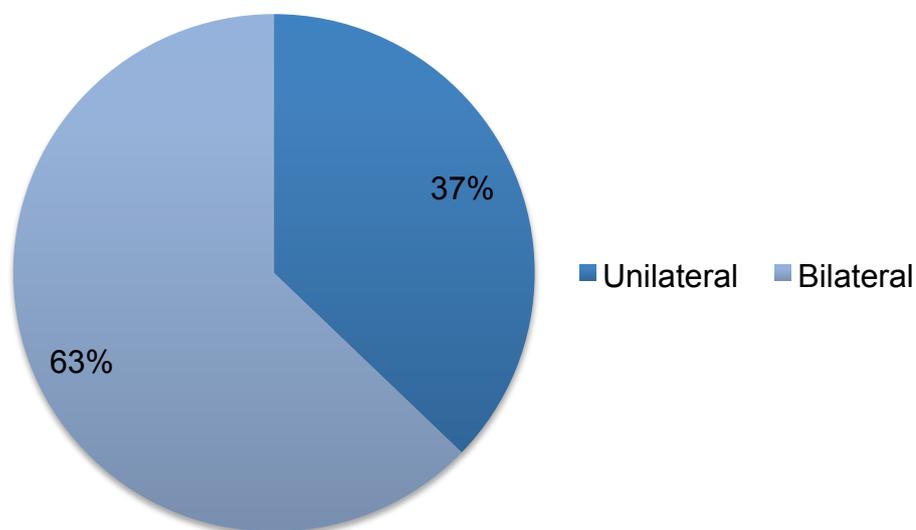


Uni o bilateralidad (3c)

Es importante detallar este aspecto ya que de él depende la justificación del número de casos disponibles. Se dispuso para el estudio de un total de 59 pacientes. De ellos, en 27 pacientes se incluyeron ambas caderas en el estudio, suponiendo 54 casos. Los restantes 32 pacientes solo aportaron una cadera al estudio. En total, fueron 86 los casos del estudio (tabla 11 y figura 46).

Tabla 11. Frecuencia de uni y bilateralidad de caderas incluidas

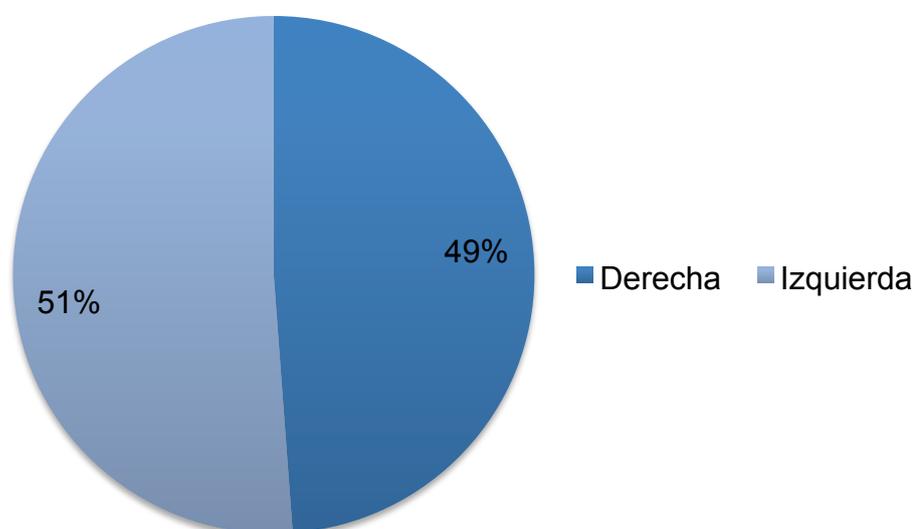
		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
Uni- Bilateralidad	Unilateral	32	37,2	37,2
	Bilateral	54	62,8	100,0
	Total	86	100,0	

Figura 46. Distribución de casos (en %) en función de la uni o bilateralidad.**Lateralidad (4c)**

Como cabía esperar, la distribución por lados de las artroplastias contempladas en el estudio fue prácticamente equitativa, con 44 artroplastias izquierdas y 42 derechas (tabla 12 y figura 47).

Tabla 12. Frecuencia de cada lateralidad

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
Derecha	42	48,80	48,80
Lateralidad Izquierda	44	51,20	100
Total	86	100	

Figura 47. Distribución de los casos (en %) en función de la lateralidad.

Edad y sexo (5c y 6c)

La edad media de los casos incluidos en el estudio fue de 57,28 años con un mínimo de 29, un máximo de 78 y una desviación típica de 9,78 (tabla 13). En los hombres la edad media fue de 56,22 y en las mujeres de 58,38. El sexo se distribuyó casi equitativamente, con 44 hombres y 42 mujeres (tabla 14). En la figura 14, se representa la distribución de casos conjuntamente por década de edad y sexo. En todos los grupos de edad se recogieron más casos de hombres, salvo en el último grupo, por encima de 60 años donde predominó el sexo femenino.

Tabla 13. Estadísticos descriptivos de la edad.

	Total	Hombres	Mujeres
Media	57,28	56,22	58,38
Mediana	60	58	60,50
DT	9,78	9,76	9,79
Mínimo	29	33	29
Máximo	78	75	78

a. Existen varias modas. Se mostrará el menor de los valores.

Tabla 14. Frecuencia de cada sexo.

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
Sexo	Hombre	44	51,20	51,20
	Mujer	42	48,80	100
	Total	86	100	

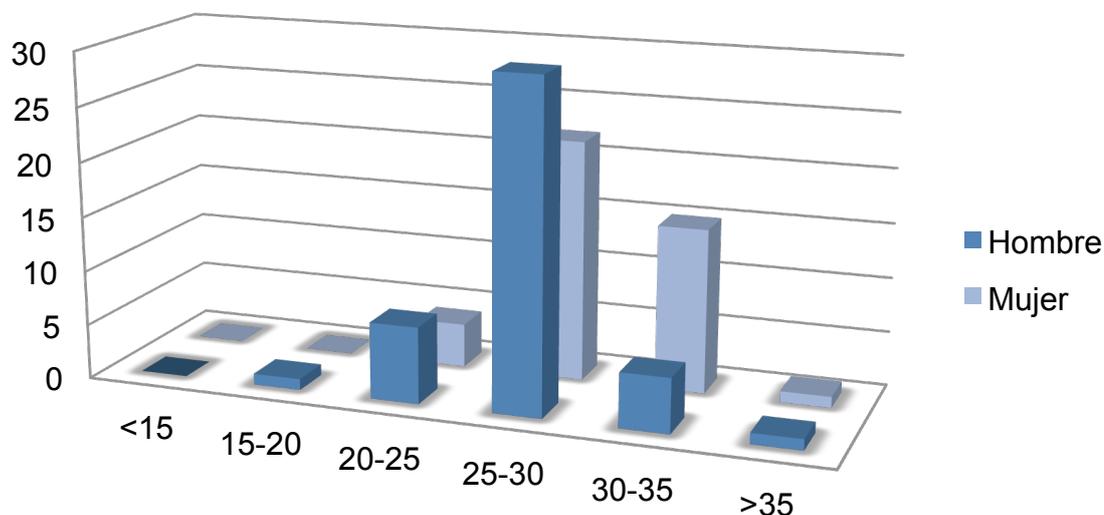
Índice de masa corporal, peso y altura (7c, 8c y 9c)

El índice de masa corporal medio fue 27,73 lo que equivaldría a sobrepeso, con un mínimo y máximo de 18,93 y 36,30 respectivamente y una desviación típica de 3,27. En el caso de los hombres fue de 26,89 y para las mujeres fue de 28,72. En la figura 48 se recoge la distribución del IMC por sexo. El peso medio fue de 76,23 kg (mín 54, máx 115 y desv 12,91) y la altura media fue de 165,40 cm (mín 150, máx 185 y DT 8,57). El resto de estadísticos descriptivos se recogen en la tabla 15. Los hombres presentaban una distribución de peso más uniforme, mientras que las mujeres presentaban mayor proporción de sobrepeso.

Tabla 15. Estadísticos descriptivos del IMC, el peso y la altura.

	IMC	Peso (Kg)	Altura (cm)
Media	27,73	76,23	165,40
Mediana	27,32	76	166
Moda	25,39 ^a	70	160
DT	3,27	12,91	8,57
Mínimo	18,93	54	150
Máximo	36,30	115	185

a. Existen varias modas. Se mostrará el menor de los valores.

Figura 48. Distribución de los casos por IMC y sexo.**Año de realización de la cirugía primaria (10c)**

Si bien no parece ortodoxo expresarlo de esta manera, podría decirse que el “año medio” de realización de la cirugía primaria fue el año 1996 y el “año mediano” sería el año 1995. Es decir, si se pudiesen distribuir en una gráfica, estos serían los años centrales de la misma. La mayor parte de las ATC se concentraron en los años 1993, 1994 y 1995, con 13, 17 y 16 procedimientos respectivamente, de las 86 totales. No obstante para comprenderlo mejor, las figuras 15 y 16, en el capítulo de Material y Método, completan esta información. En la figura 15 se representa la agrupación de los casos en función del año de realización de la cirugía primaria y la RM. Lógicamente el grueso de cirugía se agrupa en los primeros años de la gráfica, como se ha mencionado, mientras que las RM lo hacen en la segunda mitad de la misma. En la figura 16 se representa la distribución de la media de edad en el momento de la cirugía primaria. Se observa como dicha media aumenta con el tiempo, dado que se interviene a personas con mas edad.

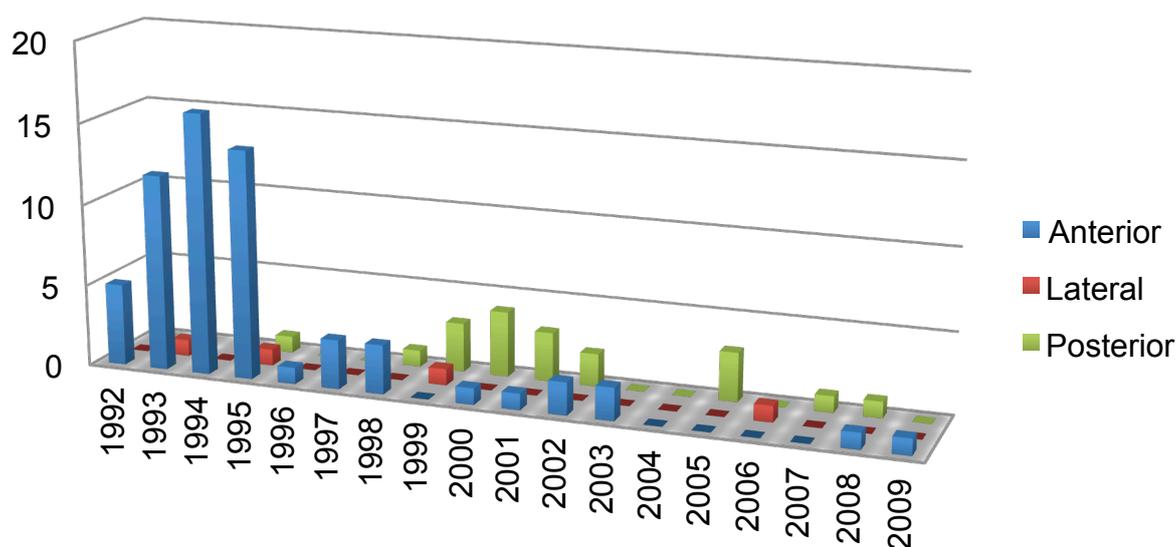
Vía de abordaje (11c)

El abordaje más comúnmente empleado fue el abordaje anterior de Smith-Petersen, en un total de 62 casos. El abordaje posterior de Moore fue el segundo mas utilizado con 20 casos y el lateral o directo fue marginal, en solo 4 ATC (tabla 16). En la figura 49 se detalla, además, el tipo de abordaje en función del año de cirugía primaria. Analizando la gráfica se observa como el abordaje anterior fue el preferido en los primeros años y como el posterior, y en menor medida el lateral, comenzaron a emplearse con posterioridad.

Tabla 16. Frecuencias de los tipos de abordaje.

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
Abordajes	Anterior	62	72,10
	Lateral	4	76,70
	Posterior	20	100
	Total	86	100

Figura 49. Distribución de casos (en número absoluto) en función del abordaje y del año de la cirugía primaria.



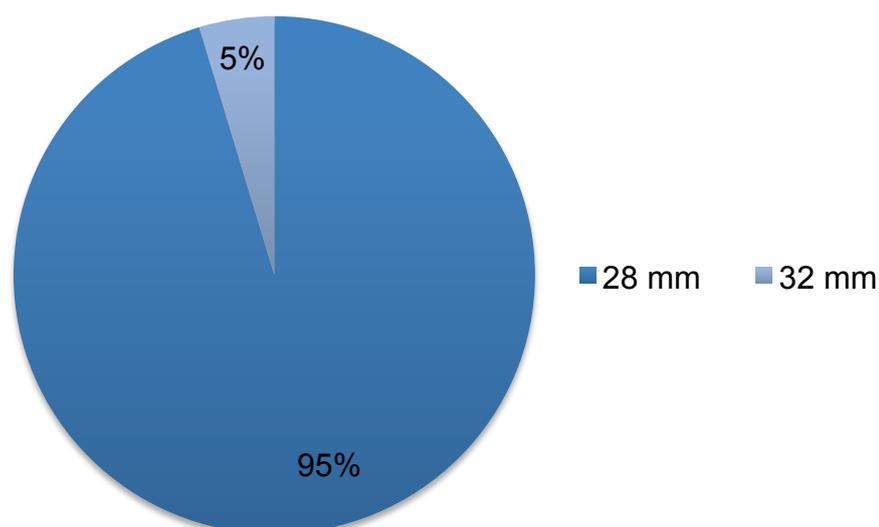
Tamaño de la cabeza femoral (12c)

Como se aprecia en la tabla 17 y en la figura 50, en la inmensa mayoría (82 casos) se empleó una cabeza protésica de 28 mm de diámetro. Sólo en 4 casos se utilizó cabeza de 32 mm y en ninguna ocasión de 36 mm.

Tabla 17. Frecuencias de tamaños de cabeza empleados

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
Tamaño de cabeza	28	82	95,3	95,3
	32	4	4,7	100,0
	Total	86	100,0	

Figura 50. Distribución de casos (en %) en función del tamaño de la cabeza femoral implantada.

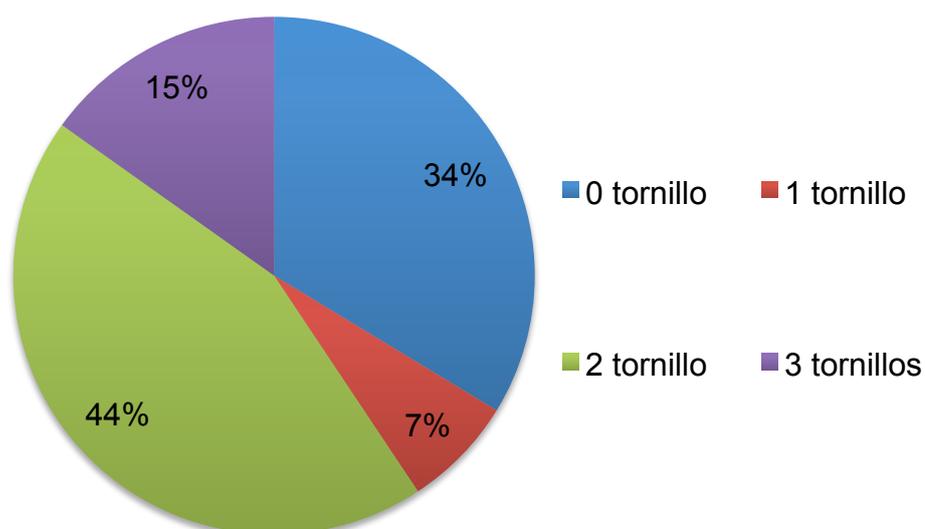


Número de tornillos empleados (13c)

Se implantaron un total de 121 tornillos en los 86 casos, es decir una media de 1,40 tornillos por caso. En 29 cúpulas cotiloideas no se colocó ningún tornillo. En 6 casos se implantó un tornillos, dos tornillos en 38 ocasiones y tres tornillos en 13 casos (tabla 18 y figura 51).

Tabla 18. Frecuencia de casos según los tornillos implantados

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
Número de tornillos	0	29	33,70	33,70
	1	6	7	40,70
	2	38	44,20	84,90
	3	13	15,10	100
	Total	86	100	

Figura 51. Distribución de casos (en %) en función del número de tornillos empleados.

Eventos quirúrgicos (14c)

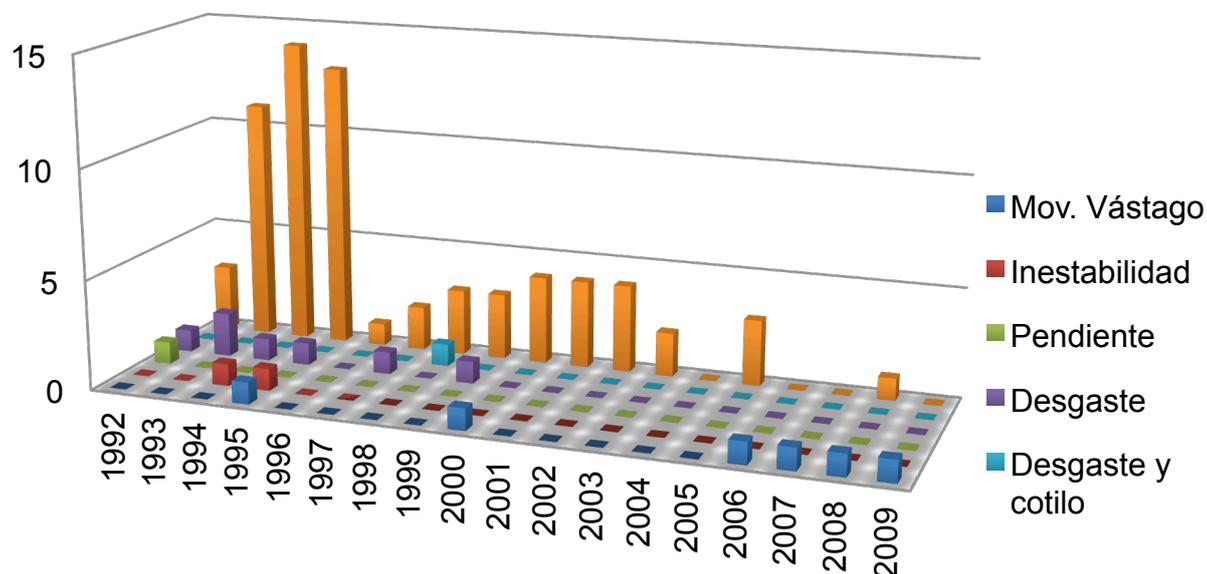
La gran mayoría de los casos no precisaron cirugía de revisión. En 68 de los 86 casos la ATC inicial no fue recambiada durante el tiempo de seguimiento. Entre los casos que sí fueron recambiados, la principal causa fue el desgaste de PE, con un total de 9 casos: siete reintervenidos por desgaste puro, otro caso por desgaste asociado a un recambio de cotilo vertical y otro pendiente de recambio por este mismo motivo. La movilización del vástago femoral fue una causa también significativa, con 7 casos

reintervenidos y la luxación o inestabilidad, como causa menor, provocó el recambio en 2 casos. Las frecuencias se recogen en la tabla 19. En la figura 52 se representa el número de reintervenciones en función del año de la cirugía primaria. Se observa mayor incidencia de cirugías de revisión en los implantes colocados en los primeros años y una progresiva disminución de recambios en las ATC implantadas más recientemente, salvo en el caso del aflojamiento del vástago femoral.

Tabla 19. Frecuencia de eventos quirúrgicos.

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
Eventos quirúrgicos	No	68	79,10	79,10
	Reintervención por inestabilidad	22	2,30	81,40
	Reintervención por desgaste	7	8,10	89,50
	Pendiente de reintervención por desgaste	1	1,20	90,70
	Reintervención por desgaste y cotilo vertical	1	1,20	91,90
	Movilización del vástago	7	8,10	100
	Total	86	100	

Figura 52. Distribución de casos (en número absoluto) en función de las reintervenciones y del año de la cirugía primaria.

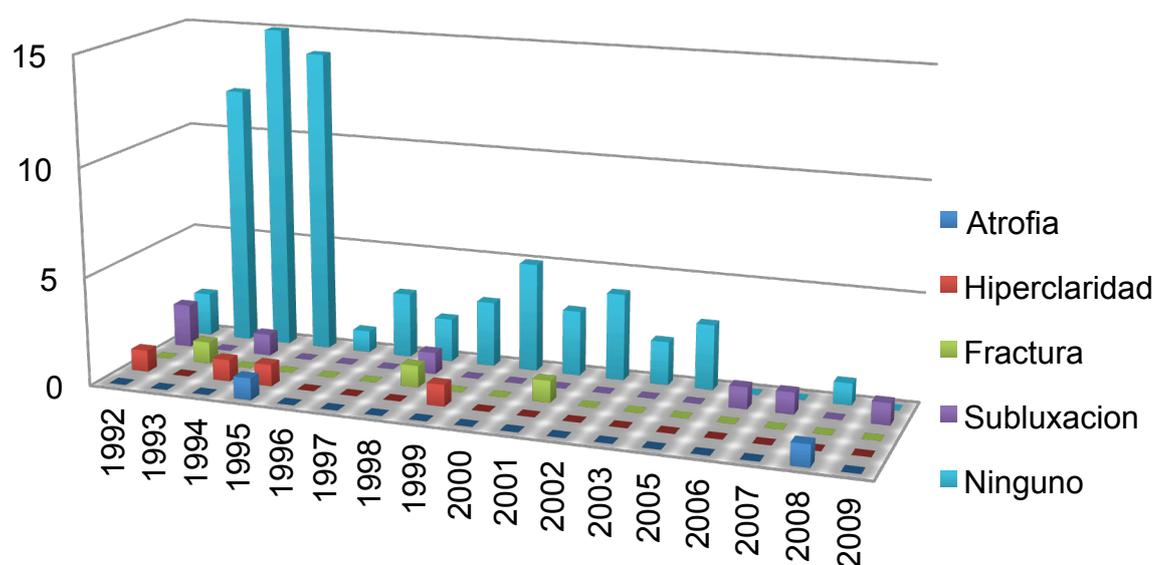


Eventos especiales (15c)

La tasa de complicaciones o eventos especiales durante la cirugía no fue muy elevado. En un 81,4 % (70 casos) no se detectó ninguna anomalía y las complicaciones propiamente dichas, como fueron la subluxación y las fracturas intraoperatorias de trocánter mayor, ocurrieron en un 8,1% (7 casos) y un 3,5 % (3 casos) respectivamente. Otros eventos fueron el hallazgo de hiperclaridad en el granuloma (4,7% - 4 casos) y la atrofia glútea extrema (2,3% - 2 casos). Al igual que en la variable anterior, en la tabla 20 se recogen las frecuencias y en la figura 53 la distribución de las mismas por año desde la cirugía primaria. Aunque no de forma tan evidente, de nuevo, la mayor parte de las fracturas de trocánter se agruparon en los primeros años.

Tabla 20. Frecuencia de eventos especiales.

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
No		70	81,4	81,4
Eventos especiales	Fractura trocánter	3	3,5	84,9
	Hiperclaridad granuloma	4	4,7	89,5
	Atrofia glútea extrema	2	2,3	91,9
	Subluxación	7	8,1	100,0
	Total	86	100,0	

Figura 53. Distribución de casos (en número absoluto) en función de las complicaciones y del año de la cirugía primaria.**Años de evolución (16c)**

Los años de evolución son la diferencia entre el año de la cirugía primaria y el de realización de la RM. Se obtuvo una media de 13,14 años, con una mediana de 15, un mínimo de 3, un máximo de 19 y una DT de 4,07 (tabla 21).

Tabla 21. Estadísticos descriptivos de los años de evolución.

Años de evolución	
Media	13,14
Mediana	15,00
Moda	15
DT	4,073
Mínimo	3
Máximo	19

Grado de actividad física del paciente (17c)

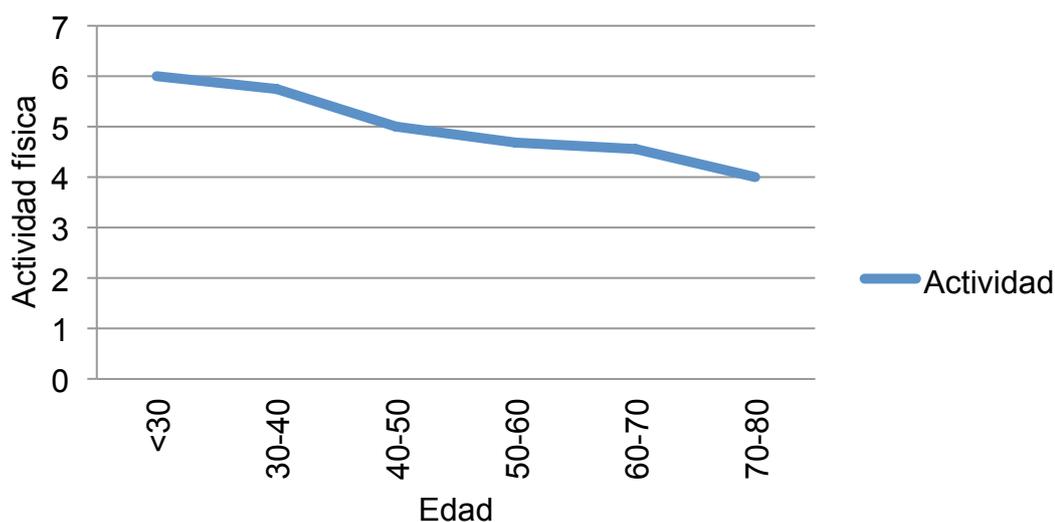
Este parámetro se recogió con una escala en 6 grados diseñada a tal efecto (tablas 22 y 23). No se registro ningún caso de 1 o 2 puntos (encamado o sedentario) Lo más frecuente fue un grado de actividad de 3 a 6 puntos, es decir semisedentario (2 casos), suave (32 casos), moderada (41 casos) o fuerte (11 casos). La media fue de 4, 71 y la mediana 5. En la figura 54 se muestra por décadas de edad.

Tabla 22. Frecuencias de los grados de actividad física.

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
	Semisedentario	2	2,30	2,30
Grado de actividad física	Suave	32	37,20	39,50
	Moderada	41	47,70	87,20
	Fuerte	11	12,80	100
	Total	86	100	

Tabla 23. Estadísticos descriptivos de los años de evolución.

Actividad	
Media	4,71
Mediana	5
Moda	5
DT	0,717
Mínimo	3
Máximo	6

Figura 54. Variación de la actividad física media en función la edad.

Dolor, movilidad y marcha (18c, 19c y 20c)

Las puntuaciones en dolor, movilidad y marcha fueron elevadas. En las tablas 24 y 25 se recogen todos los datos, que se detallan a continuación.

Respecto al dolor, un 62,8% (54 casos) no presentaban dolor, un 16,3% (14 casos) tenían dolor sordo solo al inicio de la marcha, un 8,1% (7 casos) tenían dolor solo tras la actividad física, un 8,1% (7 casos) presentaba dolor tolerable con actividades limitadas y un 4,7% (4 casos) tenía dolor severo al caminar que impedía dicha actividad. Ningún paciente tenía una puntuación de encamamiento. La media del dolor fue de 5,24, lo que supondría dolor intermitente, solo al inicio de la marcha.

En lo que se refiere a la movilidad, un 39,5% (34 casos) tenía una movilidad de 260°, un 36% (31 casos) presentaba un arco de 210°, un 14% (12 casos) de 160°, un 8,1% (7 casos) de 100° y un 2,3% (2 casos) registraba una movilidad de 60°. No se registró ningún paciente con una movilidad de menos de 30°. La media de la movilidad fue de 5,02 puntos, lo que correspondería con un arco de movilidad de 210°.

La puntuación de la marcha fue la siguiente: el 29,1% (25 casos) presentaba una marcha normal, el 40,7% (35 casos) tenía una marcha con

cojera sin bastón, el 24,4% (21 casos) seguía un marcha limitada sin bastón y larga con el mismo y el 5,8 % (5 casos) registraba una marcha de menos de una hora con bastón. En ningún caso se registraron puntuaciones de 1 o 2 puntos, es decir, encamados o distancia limitada incluso con bastones. La puntuación media de la marcha fue de 4,93, lo que sería marcha larga con bastón y corta sin él.

En las figuras 55, 56 y 57 se analiza la distribución de estos valores en función de algunos parámetros con los que puede estar relacionados, como la edad, los años de evolución y el IMC. Respecto a la edad del paciente, dolor, movilidad y marcha son casi constantes. Sin embargo, respecto a los años de evolución se observan tres valles en sus puntuaciones más o menos al inicio de los años 5, 11 y 17 de evolución. En relación al IMC, los valores son mejores en ambos extremos de esta variable.

Tabla 24. Frecuencias de dolor, movilidad y marcha

Dolor			
	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
Puntos	2	4	4,70
	3	7	8,10
	4	7	8,10
	5	14	16,30
	6	54	62,80
	Total	86	100
Movilidad			
	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
Puntos	2	2	2,30
	3	7	8,10
	4	12	14
	5	31	36
	6	34	39,50
	Total	86	100

Marcha	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
3	5	5,80	5,80
4	21	24,40	30,20
Puntos 5	35	40,70	70,90
6	25	29,10	100
Total	86	100	

Tabla 25. Estadísticos descriptivos de dolor, movilidad y marcha.

	Dolor	Movilidad	Marcha
Media	5,24	5,02	4,93
Mediana	6	5	5
Moda	6	6	5
DT	1,18	1,04	0,87
Mínimo	2	2	3
Máximo	6	6	6

Figura 55. Variación de la puntuación media de dolor, movilidad y marcha en función de la edad agrupada por décadas.

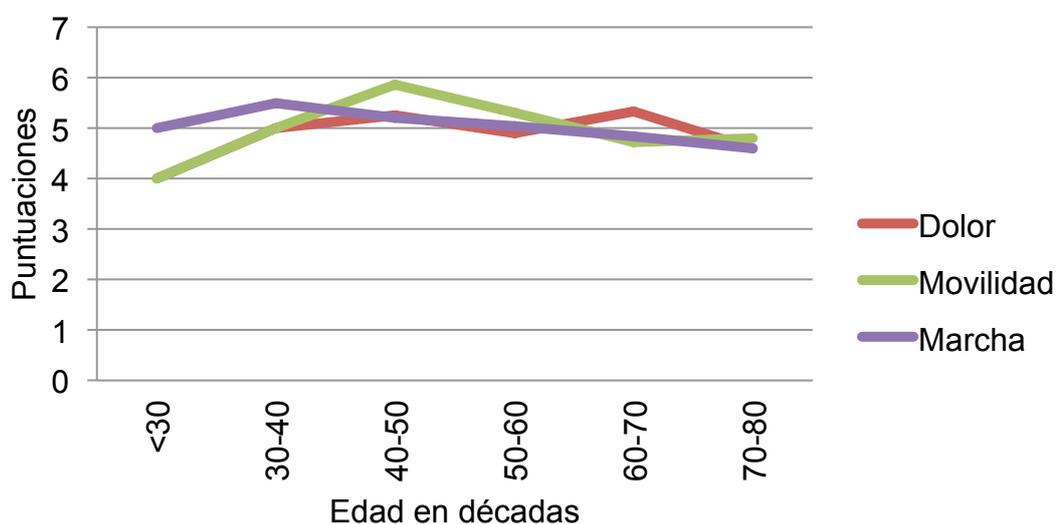


Figura 56. Variación de la puntuación media de dolor, movilidad y marcha en función de los años de evolución.

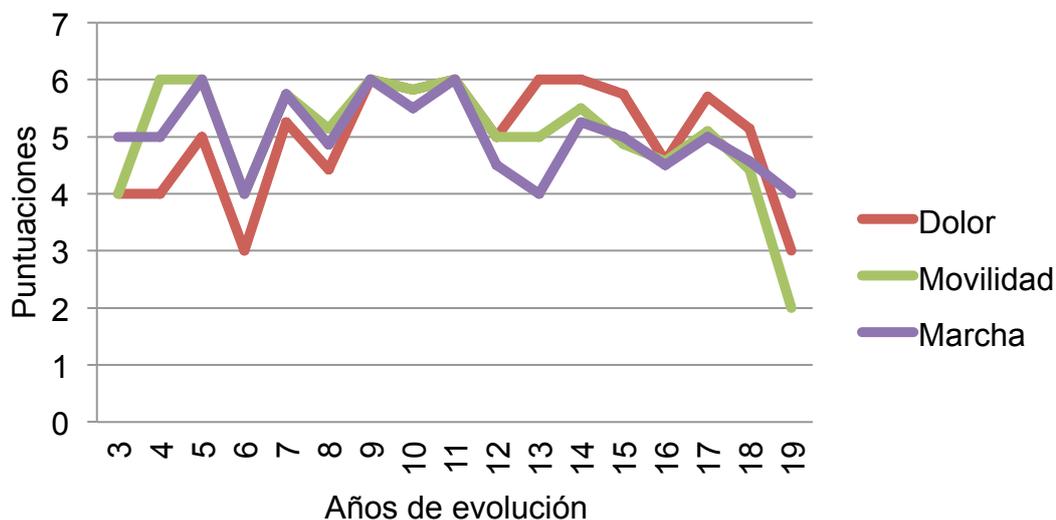
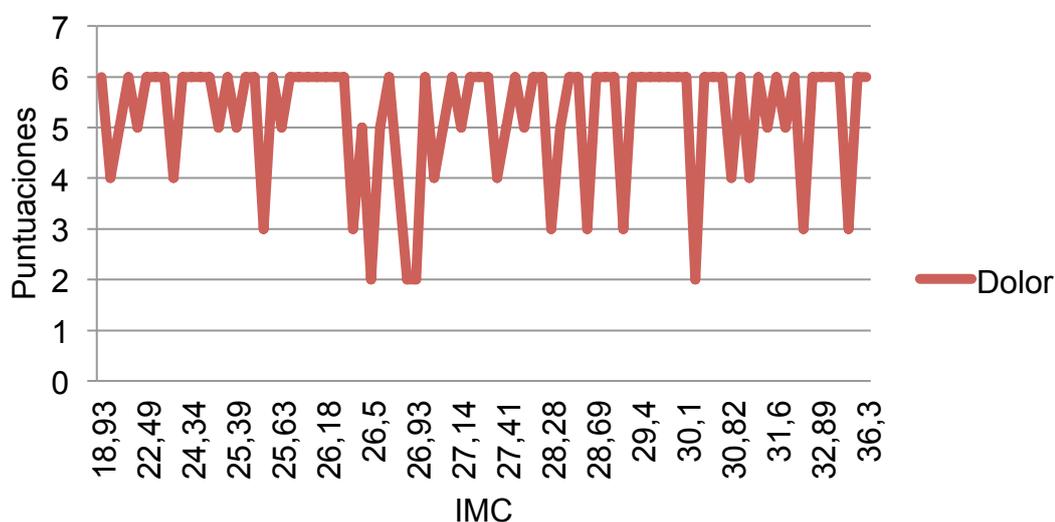


Figura 57. Variación de la puntuación media de dolor, movilidad y marcha en función del IMC.



Escala de Merle D'Aubigné (21c)

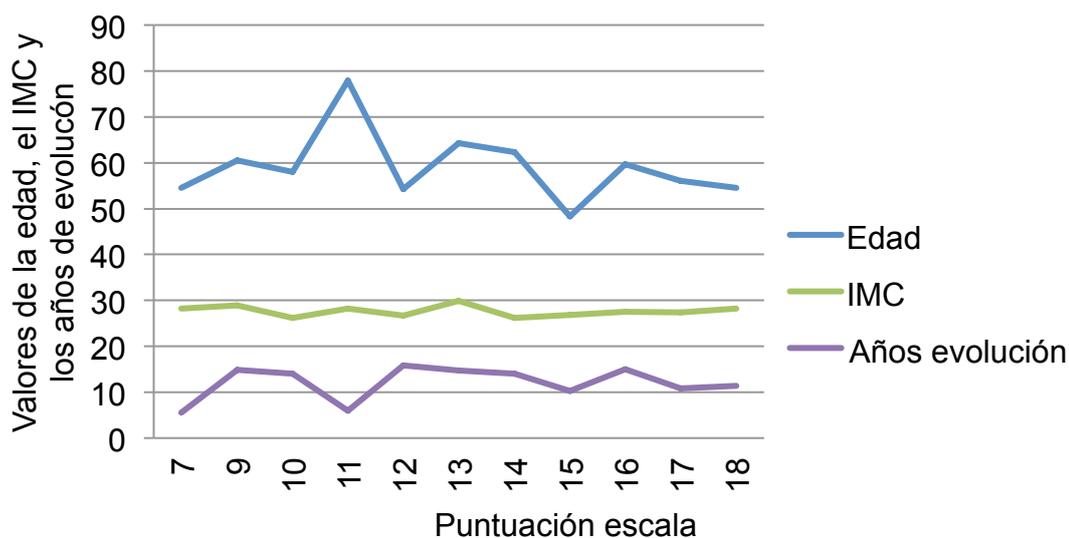
La puntuación media de la escala de Merle D'Aubigné, resultado de la suma de las variables anteriores fue 15,22, con un mínimo de 7, un máximo de 18 y una DT de 2,96 (tabla 26). En la figura 58, se representan los valores

de la edad, el IMC y los años de evolución en función de la puntuación media de esta escala, con una distribución bastante plana.

Tabla 26. Estadísticos descriptivos de la escala de Merle D'Aubigné.

Escala de Merle D'Aubigné	
Media	15,22
Mediana	16
Moda	16
DT	2,96
Mínimo	7
Máximo	18

Figura 58. Variación de la edad, IMC y años de evolución en función de la puntuación de la escala de Merle D'Aubigné.



Afectación de la cadera contralateral (22c)

La cadera contralateral estuvo afectada en la gran mayoría de casos. Solo un 20,9% (18 casos) no presentaban ninguna afectación. La mayoría de los pacientes estaban intervenidos con una ATC contralateral (62,7% - 54 casos) y dos pequeños grupos presentaban lesiones quísticas o coxartrosis no intervenidas (8,1% - 7 casos en ambos grupos (tabla 27).

Tabla 27. Frecuencias de afectación de la cadera contralateral.

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
	ATC	54	62,80	62,80
Cadera contralateral	No quiste	18	20,90	83,70
	Quiste	7	8,10	91,90
	Coxartrosis	7	8,10	100
Total		86	100	

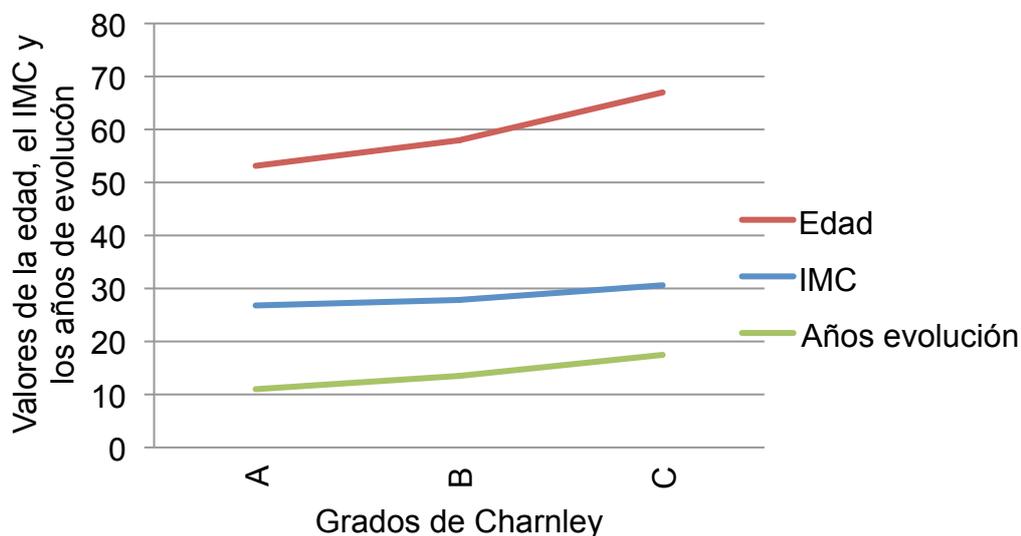
Escala de Charnley (23c)

Tal y como se recoge en la tabla 28, la mayoría de los pacientes, como se acaba de escribir, tenían afectada la cadera contralateral y presentaban un grado B de Charnley (79,1% - 68 casos). Menos frecuente fue que solo una cadera estuviese afectada (grado A de Charnley – 18,6% - 16 casos) o que existiese otra patología externa que afectase al paciente (grado C de Charnley – 2,3% - 2 casos). En la figura 59 se representa, tal y como se hizo para la escala de Merle D'Aubigné, las medias de edad, IMC y años de evolución en cada una de las puntuaciones de Charnley. La afectación de la cadera CL y la patología sistémica presentan medias de edad, IMC y años de evolución superiores.

Tabla 28. Frecuencias de cada grado de Charnley.

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
	A	16	18,60	18,60
Grado de Charnley	B	68	79,10	97,70
	C	2	2,30	100
	Total	86	100	

Figura 59. Variación de la edad, IMC y años de evolución en función de la puntuación de la graduación de Charnley.



4.1.2. Variables radiológicas

4.1.2.1. Radiografía simple

Altura del trocánter mayor (1rx)

La altura media del trocánter mayor, medida según lo descrito en Material y Método, fue de 5,17 mm, con un mínimo de 15 mm negativos, un máximo de 26 mm y una DT de 6,95. En la tabla 29 figuran estos datos, que aparentemente ofrecen una cierta variabilidad.

Tabla 29. Estadísticos descriptivos de la altura del trocánter mayor.

Altura del trocánter mayor (mm)	
Media	5,17
Mediana	5
Moda	0
DT	6,95
Mínimo	-15
Máximo	26

Abducción acetabular (2rx)

En la tabla 30 se recogen los estadísticos de esta variable. La abducción media fue de 48,02°, con una DT no muy elevada (9,03°) y unos mínimo y máximo de 28° y 71°.

Tabla 30. Estadísticos descriptivos de la abducción acetabular.

Abducción acetabular (°)	
Media	48,02
Mediana	48
Moda	45
DT	9,03
Mínimo	28
Máximo	71

Recubrimiento de HA en el acetábulo (3rx y 4rx)

Aunque los datos puede que no sean muy valorables, dada la dificultad para su medición y las variaciones proyeccionales, la cantidad medida de recubrimiento con HA libre en el cotilo y el vástago fue negativa, de 1,53 y 0.28 respectivamente. Es decir que, de media, la HA se encontraba sobrecubierta por el hueso (tabla 31).

Tabla 31. Estadísticos descriptivos de la HA libre.

	HA libre cotilo	HA libre fémur
Media	-1,53	-0,28
Mediana	0	0
Moda	0	0
DT	5,57	3,80
Mínimo	-22,60	-9,50
Máximo	9,50	13,50

Sospecha radiológica de desgaste de PE (5rx)

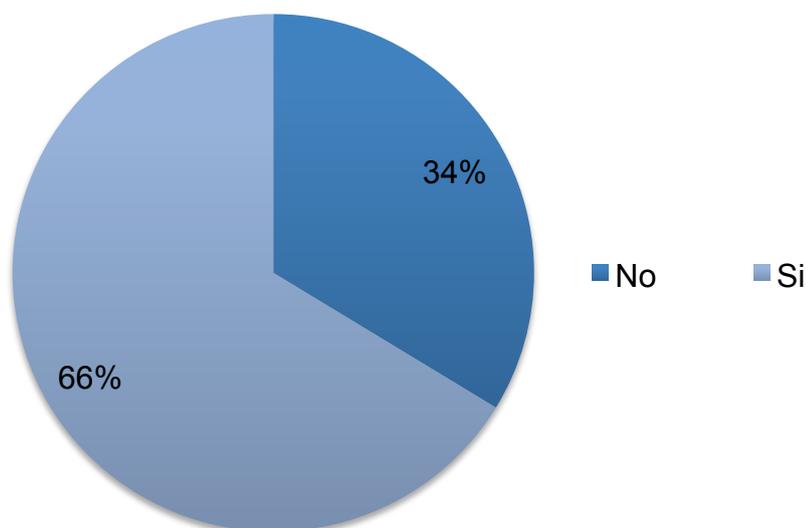
En la mayoría de los casos existió una sospecha de desgaste de PE (66,3 % - 57 casos), tal y como se demostraría posteriormente. No se

sospecho desgaste en un 33,7% de los casos (29 casos) (tabla 32 y figura 60).

Tabla 32. Frecuencias de sospecha de desgaste.

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
Sospecha de desgaste no	29	33,70	33,70
si	57	66,30	100
Total	86	100	

Figura 60. Distribución de casos (en %) en función de la sospecha o no de desgaste de PE.

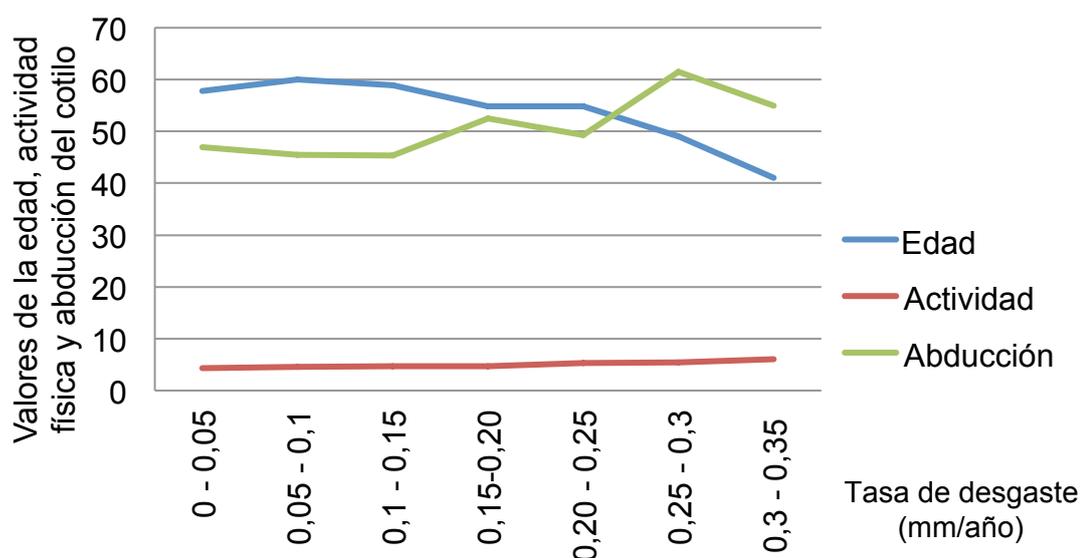


Tasa de desgaste del PE (6rx)

La tasa media de desgaste de PE fue de 0,1229 mm/año. Se registro un mínimo de 0 y un máximo de 0,34 mm, con una moda de 0. La desviación típica fue de 0,68 (tabla 33). Aunque se explicará más adelante, en la figura 61 ya aparece la relación del desgaste de PE con las variables edad, actividad física y abducción acetabular. A medida que aumenta la edad y disminuye la actividad y la abducción, se reduce el desgaste.

Tabla 33. Estadísticos descriptivos de la tasa de desgaste de PE.

Tasa de desgaste (mm/año)	
Media	0,12298
Mediana	0,12
Moda	0
DT	0,06
Mínimo	0
Máximo	0,34

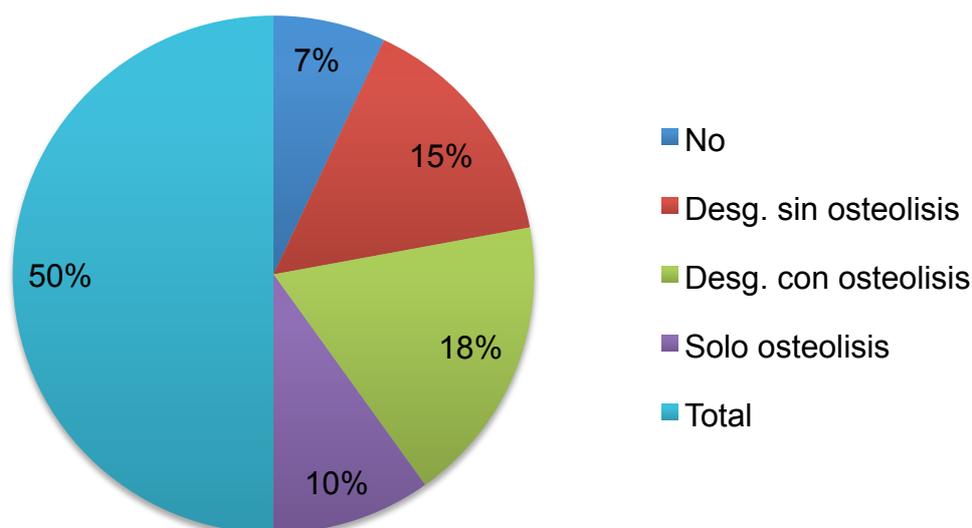
Figura 61. Variación de la edad, actividad física y abducción acetabular en función de las cifras de desgaste de PE.

Sospecha radiológica de osteolisis (7rx)

En la tabla 34 y en la figura 62 se detallan las sospechas de osteolisis. No existió ninguna sospecha en 12 casos (14%) donde tampoco se preveía desgaste y en 26 casos (30,2%) donde se anticipaba desgaste pero no osteolisis. Sí se sospecho osteolisis en 48 casos, de los cuales en 17 (19,8%) no se apreció desgaste y en 31 (36%) se sospecharon ambas complicaciones.

Tabla 34. Frecuencias de sospecha de osteolisis.

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
Sospecha	No	12	14	14
	Desg. sin osteolisis	26	30,20	44,20
	Desg. con osteolisis	31	36	80,20
	Solo osteolisis	17	19,80	100
	Total	86	100	

Figura 62. Distribución de casos (en %) en función de la sospecha de osteolisis.

Localización de la osteolisis en pelvis y fémur en RX (8rx, 9rx, 10rx, 11rx, 12rx, 13rx, 14rx y 15rx)

Las frecuencias de afectación de cada una de las zonas se detallan en la tabla 35. A nivel pélvico, el ilion supraacetabular o P1 se afectó en 28 casos (32,60%), la rama iliopubiana o P2 en 14 casos (16,30%), la rama isquiopubiana o P3 en 10 casos (11,60%), el isquion o P4 en 17 casos (19,80%) y la región retroacetabular no pudo ser analizada en radiografía

simple dada su localización (se cuentan como 0 casos). A nivel femoral, solamente se localizaron lesiones en el trocánter mayor o F1 en 22 casos (25,60%) y en el trocánter menor o F7 en 15 casos (17,40%). En las zonas restantes o F2-F6 no se visualizaron lesiones. Los mismos datos se representan gráficamente en la figura 63.

Tabla 35. Frecuencias de localización en RX de las lesiones osteolíticas.

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
RXP1	no	58	67,40	67,40
	si	28	32,60	100
	Total	86	100	
RXP2	no	72	83,70	83,70
	si	14	16,30	100
	Total	86	100	
RXP3	no	76	88,40	88,40
	si	10	11,60	100
	Total	86	100	
RXP4	no	69	80,20	80,20
	si	17	19,80	100
	Total	86	100	
RXP5	no	86	100	100
	si	0	0	100
	Total	86	100	
RXF1	no	64	74,40	74,40
	si	22	25,60	100
	Total	86	100	
RXF7	no	71	82,60	82,60
	si	15	17,40	100
	Total	86	100	
RXF2-F6	no	86	100	100
	si	0	0	100
	Total	86	100	

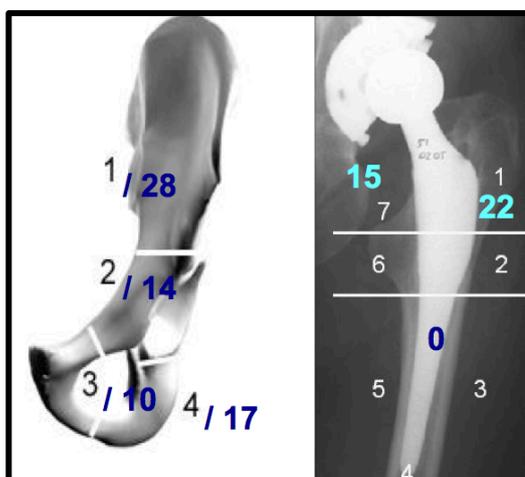


Figura 63. Frecuencia de localización en RX de las lesiones osteolíticas en cada una de las zonas establecidas, incluyendo las de De Lee - Charnley y Gruen.

4.1.2.2. Tomografía axial computarizada

Disponibilidad de TC (1tc)

Como se puede observar en la tabla 36, solo en 26 casos de los 86 del estudio (30,2%) estuvo disponible la TC, empleada para medir la versión acetabular. En otros 26 casos (30,2%) había sido realizado pero no estaba disponible o los cortes no eran del nivel o la calidad adecuada para su estudio. Finalmente, en 34 ocasiones (39,5%) no se había realizado una TC previa a la RM.

Tabla 36. Frecuencias de la disponibilidad de la TC.

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
TC	No	34	39,50	39,50
	Si	26	30,20	69,80
	Hecha, pero no disponible	26	30,20	100
	Total	86	100	

Versión acetabular (2tc)

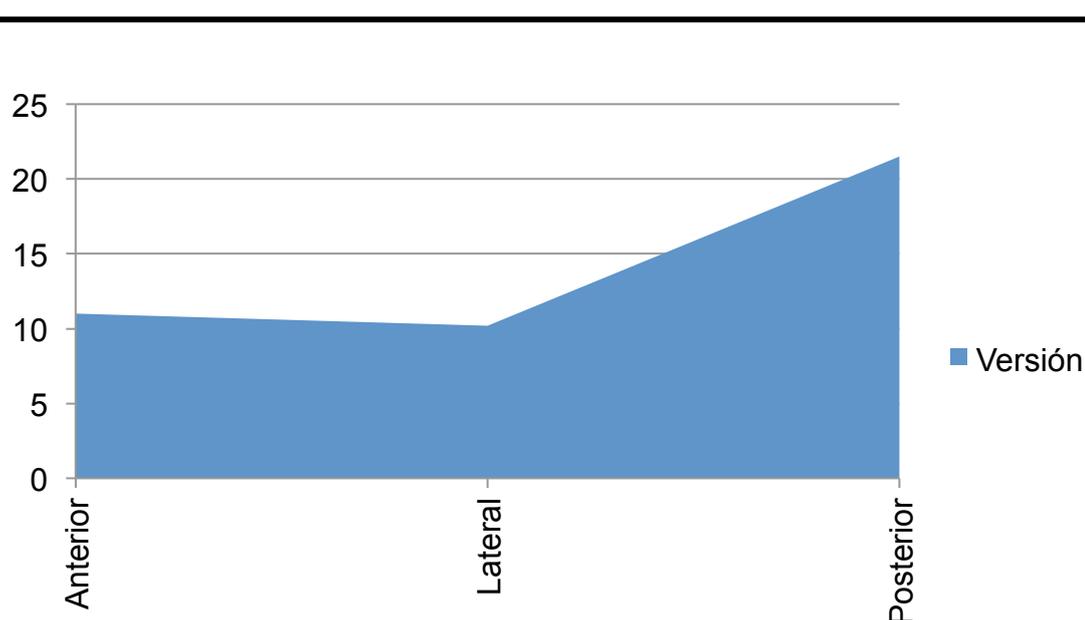
Tal y como se ha explicado en Material y Método, solo parte de las versiones acetabulares ha sido medidas sobre la TC (tabla 37). El resto se ha

calculado empleando las imágenes de RM, pero los resultados se detallan de forma conjunta. La versión acetabular media fue de $12,87^\circ$ (anteversión) con un mínimo y máximo de $-16,40$ (retroversión) y 52° (anteversión) respectivamente. La desviación típica fue de $15,31$. Uno de las variables que podrían afectar a la versión es la vía de abordaje. En la figura 64 se muestra la variación de la versión acetabular según la vía de abordaje empleada.

Tabla 37. Estadísticos descriptivos de la versión acetabular.

Versión acetabular	
Media	12,87
Mediana	8,62
Moda	0
DT	15,31
Mínimo	-16,40
Máximo	52

Figura 64. Variación de la versión acetabular en función del abordaje.



4.1.2.3. Resonancia magnética

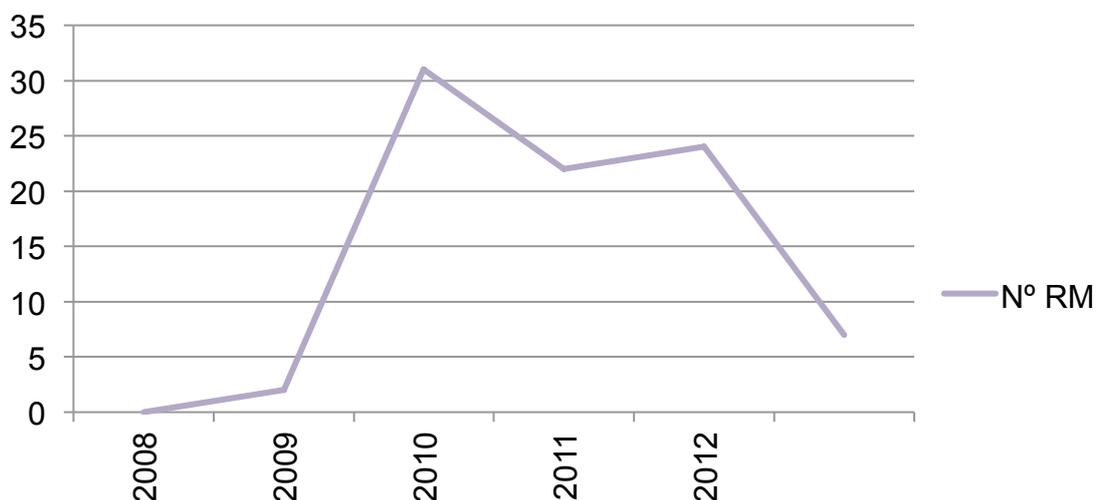
Año de realización de la RM (1rm)

Todas las RM se realizaron entre los años 2008 y 2012 y el grueso de las mismas en los años centrales de ese periodo: 2 en el 2008 (2,3%), 31 en el 2009 (36%), 22 en el 2010 (25,6%), 24 en el 2011 (27,9%) y 7 en el 2012 (8,1%) (tabla 38 y figura 65).

Tabla 38. Frecuencias de años de realización de RM.

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
2008	2	2,30	2,30
2009	31	36	38,40
Año de RM	2010	22	25,60
	2011	24	27,90
	2012	7	8,10
	Total	86	100

Figura 65. Distribución de casos (en número absoluto) en función del año de realización de la RM.



Localización de osteolisis en pelvis y fémur en RM (2rm, 3rm, 4rm, 5rm, 6rm, 7rm, 8rm y 9rm)

La sistemática de presentación e resultados para estas variables será la misma que la seguida para la localización de la osteolisis en RX, con la

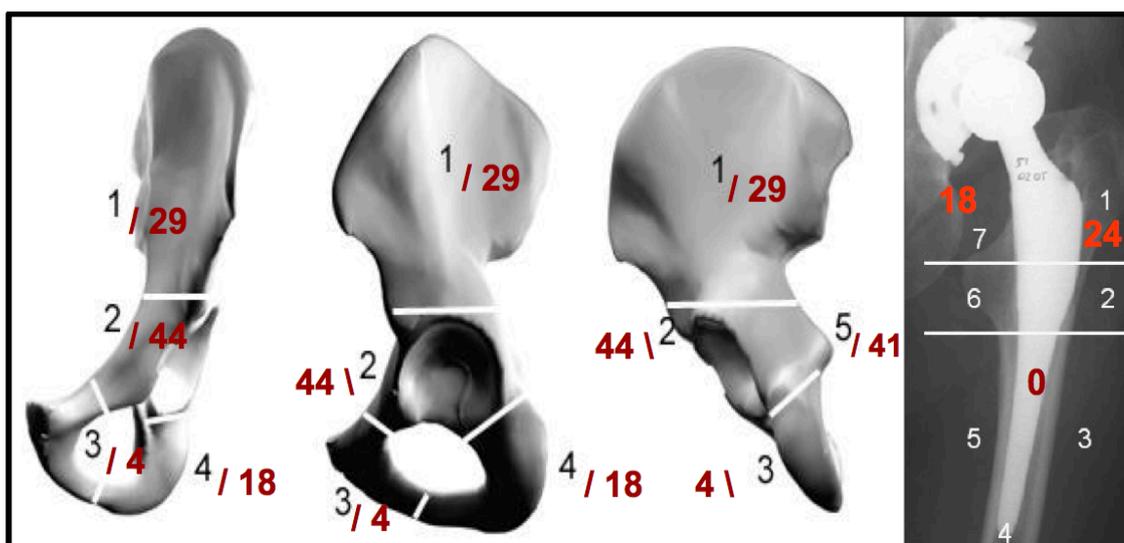
única salvedad de que en la zona retroacetabular o P5 en la RX no pudo recogerse ninguna observación, mientras que en la RM si las hay. Las frecuencias de afectación osteolítica de cada una de las zonas se detallan en la tabla 39. A nivel pélvico, el ilion supraacetabular o P1 se afectó en 29 casos (33,7%), la rama iliopubiana o P2 en 44 casos (51,2%), la rama isquiopubiana o P3 en 4 casos (4,7%), el isquion o P4 en 18 casos (20,9%) y la región retroacetabular o P5 en 41 casos (47,7%). A nivel femoral, solamente se localizaron lesiones en el trocánter mayor o F1 en 24 casos (27,9%) y en el trocánter menor o F7 en 18 casos (20,9%). En las zonas restantes o F2-F6 no se visualizaron lesiones. Los datos se representan más gráficamente en la figura 66.

Tabla 39. Frecuencias de localización en RM de las lesiones osteolíticas.

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
P1	no	57	66,3	66,3
	si	29	33,7	100
	Total	86	100	
P2	no	42	48,8	48,8
	si	44	51,2	100
	Total	86	100	
P3	no	82	95,3	95,3
	si	4	4,7	100
	Total	86	100	
P4	no	68	79,1	79,1
	si	18	20,9	100
	Total	86	100	
P5	no	45	52,3	52,3
	si	41	47,7	100
	Total	86	100	

F1	no	62	72,1	72,1
	si	24	27,9	100
	Total	86	100	
F7	no	68	79,1	79,1
	si	18	20,9	100
	Total	86	100	
F2-F6	no	86	100	100
	si	0	0	100
	Total	86	100	

Figura 66. Frecuencias de localización en RM de las lesiones osteolíticas en cada una de las zonas establecidas, incluyendo las de De Lee - Charnley y Gruen.



Tipo de localización (10rm)

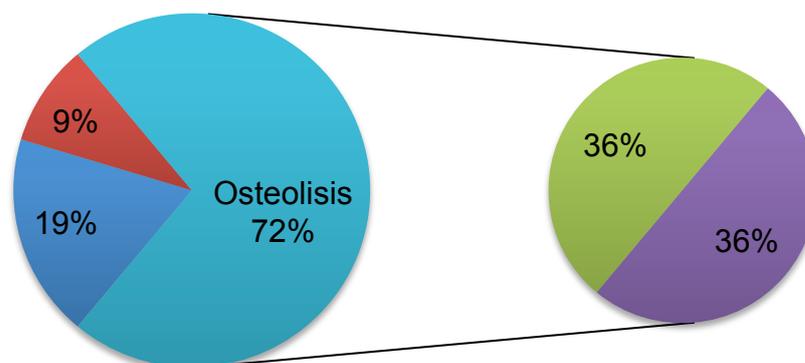
El tipo de localización, según las lesiones descritas en la variable anterior fueron las siguientes. En 24 casos (27,9%) no existió osteolisis. De esos 24, en 16 casos (18,6%) no existía ningún tipo de lesión y en 8 (9,3%) se observaron lesiones granulomatosas pero no osteolisis. En 62 casos (72,1%) sí existió osteolisis. De estos 62, en 29 (33,7%) la afectación fue exclusivamente pélvica, en 2 (2,3%) solamente femoral y en 31 casos (36%) la afectación fue de ambas partes. Estas frecuencias están representadas en la tabla 40 y la figura 67.

Tabla 40. Frecuencias del tipo de localización de la osteolisis.

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
Ninguna lesión	16	18,6	18,6
Lesión granulomatosa sin osteolisis	8	9,3	27,9
Osteolisis pélvica aislada	29	33,7	61,6
Osteolisis femoral aislada	2	2,3	64
Osteolisis en pelvis y fémur	31	36	100
Total	86	100	

Figura 67. Distribución de casos (en %) en función del tipo de localización de la osteolisis.

■ No lesiones ■ Granuloma ■ Ost. pélvis o fémur ■ Ost. pelvis y fémur



Número total de zonas afectadas por la osteolisis (11rm)

Si consideramos 8 posibles zonas por cada uno de los 86 casos, obtenemos 688 zonas, de las que 178 estuvieron afectadas por la osteolisis, es decir, un 25,9%. De igual modo de los 86 casos, en 62 había afectación de al menos alguna zona, lo que supone un 72,1%, mientras que no se afectó

ninguna zona, en 24 ocasiones (27,9%). En la mayoría de los casos, la afectación era moderada, con pocos casos leves y menos aún graves. Se afectó 1 sola zona en 12 casos (14%), 2 zonas en 15 ocasiones (17,4%), 3 zonas en 17 casos (19,8%), 4 zonas en 9 artroplastias (10,5%), 5 zonas en 9 registros (5,8%) y 6 zonas en solo 4 casos (4,7%). La afectación de 2 y 3 zonas agrupó mas de la mitad de los casos en los que existía osteolisis. La media de zonas afectadas fue 2,07 con una mediana de 2. El mínimo fue 0 y el máximo 6, con una desviación de 1,78. Estos datos están representados en la tablas 41 y 42 y en la figura 68.

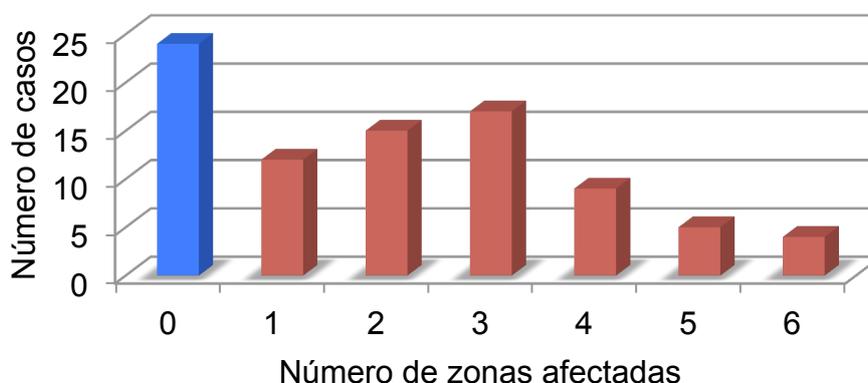
Tabla 41. Frecuencias del número de zonas afectadas.

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
	0	24	27,9
	1	12	14
	2	15	17,4
Nº de	3	17	19,8
zonas	4	9	10,5
	5	5	5,8
	6	4	4,7
	Total	86	100

Tabla 42. Estadísticos descriptivos del número de zonas afectadas.

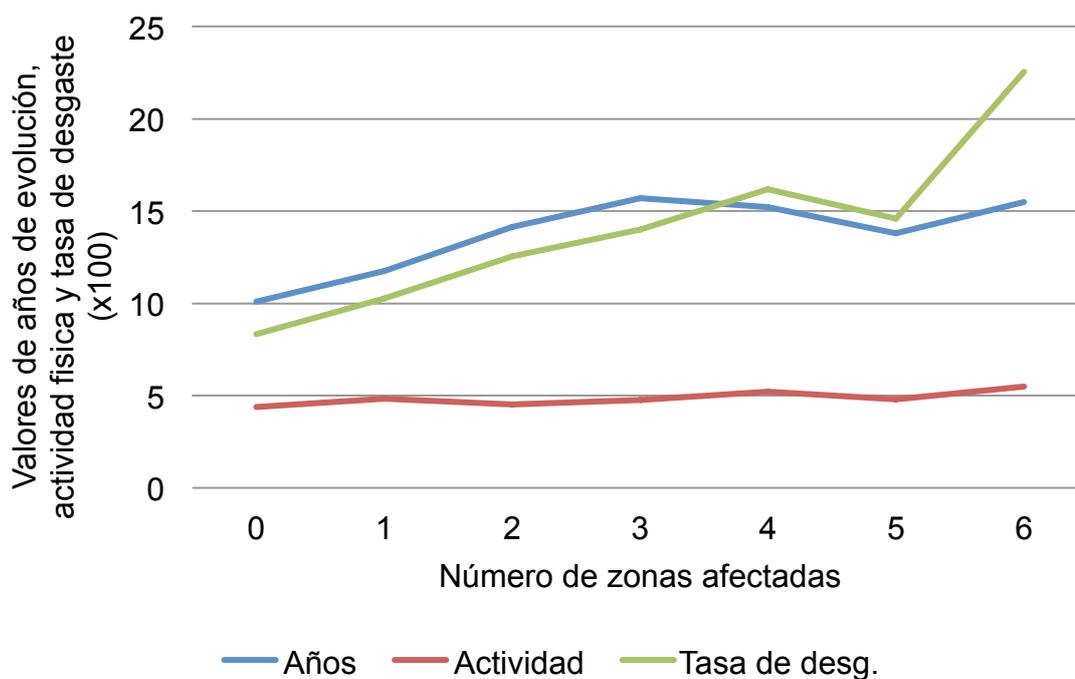
	Año de realización RM
Media	2,07
Mediana	2,00
Moda	0
DT	1,78
Mínimo	0
Máximo	6

Figura 68. Distribución de casos (en número absoluto) en función del número de zonas afectadas.



En la figura 69 se representa como los años de evolución, la actividad física y la tasa de desgaste son diferentes en función del número de zonas afectadas, aumentando las tres para un mayor número de zonas con lesiones.

Figura 69. Variación de los años de evolución, la actividad física y la tasa de desgaste en función del número de zonas afectadas. Nótese como el valor de la tasa de desgaste ha sido multiplicada x100 para facilitar su representación simultánea en la gráfica, sin que ello altere su relación con el resto de las variables.



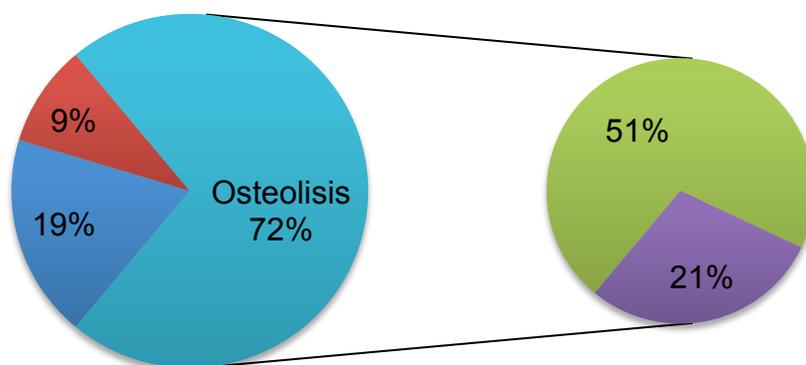
Grado y magnitud de la enfermedad (12rm y 13rm)

Como ya se ha mencionado, existió granuloma sin osteolisis en 8 casos (9,3%) y osteolisis en 62 casos (72,1 %). De los casos con osteolisis, la enfermedad se consideró avanzada (afectación de 4 o más zonas) en 18 casos (20,9%) (tabla 43 y figura 70).

Tabla 43. Frecuencias del grado de grado y de la magnitud de la enfermedad.

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
Grado	No enfermedad	16	18,6	18,6
	Granuloma sin osteolisis	8	9,3	27,9
	Ost. femoral o pélvica	44	51,2	79,1
	Enfermedad grave	18	20,9	100
	Total	86	100	
Magnitud	No enfermedad	68	79,1	79,1
	Enfermedad grave	18	20,9	100
	Total	86	100	

Figura 70. Distribución de casos (en %) en función del grado y de la magnitud de la enfermedad.



■ No lesiones ■ Granuloma ■ Ost. pélvis o fémur ■ Enfermedad grave

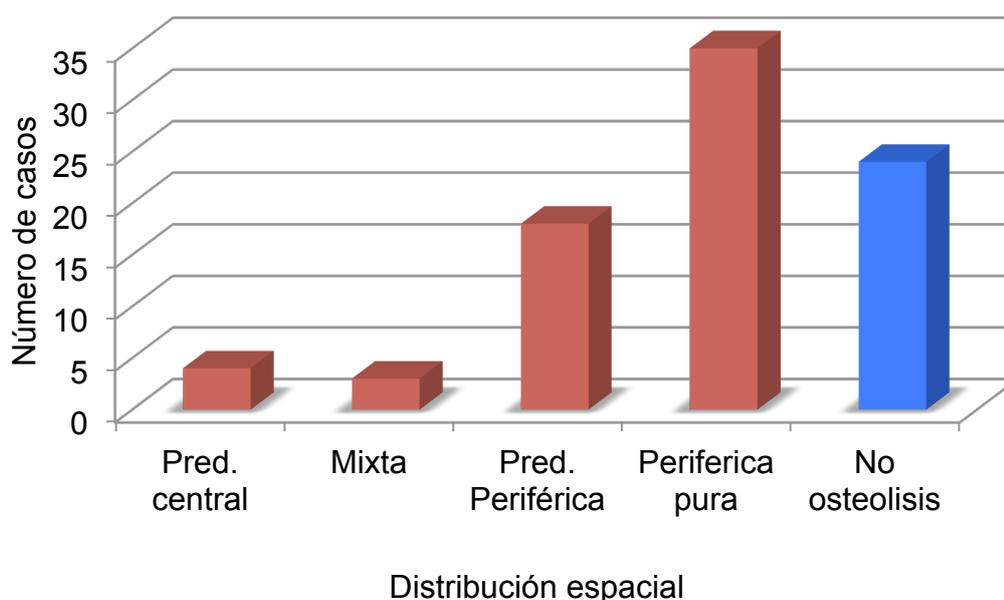
Distribución espacial (14rm)

La más frecuente fue la distribución periférica, tanto la periférica pura (35 casos – 40,7%) como la predominantemente periférica (18 casos – 20,9%). Las centrales fueron menos frecuentes, tanto la central pura (2 casos – 2,3%) como la predominantemente central (4 casos – 4,7%). Un quinto tipo de patrón fue el mixto con 3 casos y un 3,5% (tabla 44 y figura 70).

Tabla 44. Frecuencias de la distribución espacial.

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
Central pura	2	2,3	2,3
Pred. central	4	4,7	7
Mixta	3	3,5	10,5
Pred. periférica	18	20,9	31,4
Periférica pura	35	40,7	72,1
No osteolisis	24	27,9	100
Total	86	100	

Figura 71. Distribución de casos (en número absoluto) en función de la distribución espacial.



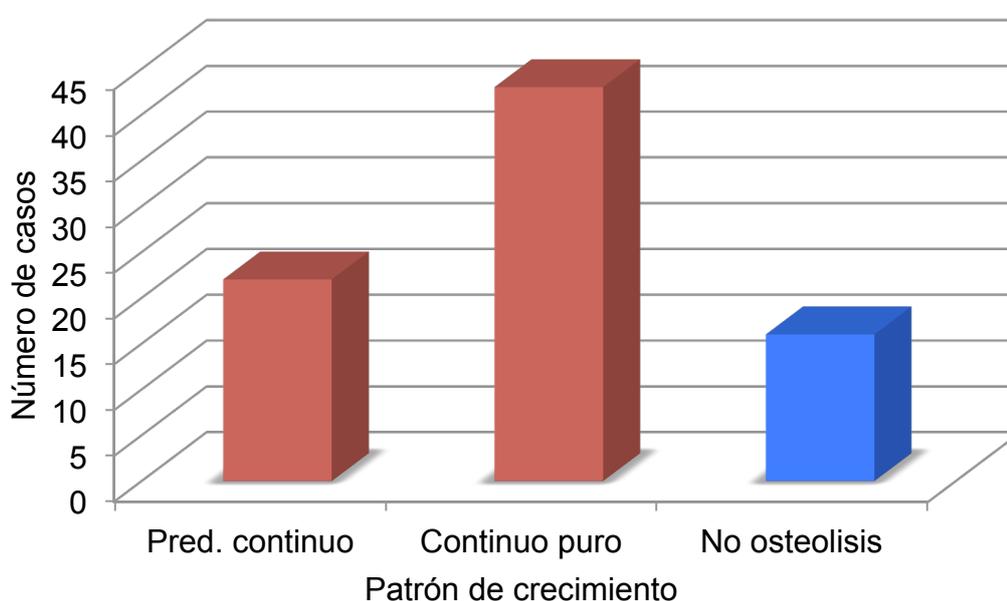
Grado de continuidad (15rm)

De forma similar al tipo de distribución espacial, el reparto de casos para cada grado de continuidad también fue asimétrico. Predominaron los patrones continuos, tanto el puro (43 casos – 50%) como el predominante (22 casos – 25,6%). El patrón aislado solo se registro como predominante en 5 casos (5,8%) (tabla 45 y figura 72).

Tabla 45. Frecuencias del grado de continuidad.

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
Grado de continuidad	Pred. asilado	5	5,8	5,8
	Pred. continuo	22	25,6	31,4
	Continuo puro	43	50	81,4
	No osteolisis	16	18,6	100
	Total	86	100	

Figura 72. Distribución de casos (en número absoluto) en función del grado de continuidad.



Combinaciones de patrones (16rm)

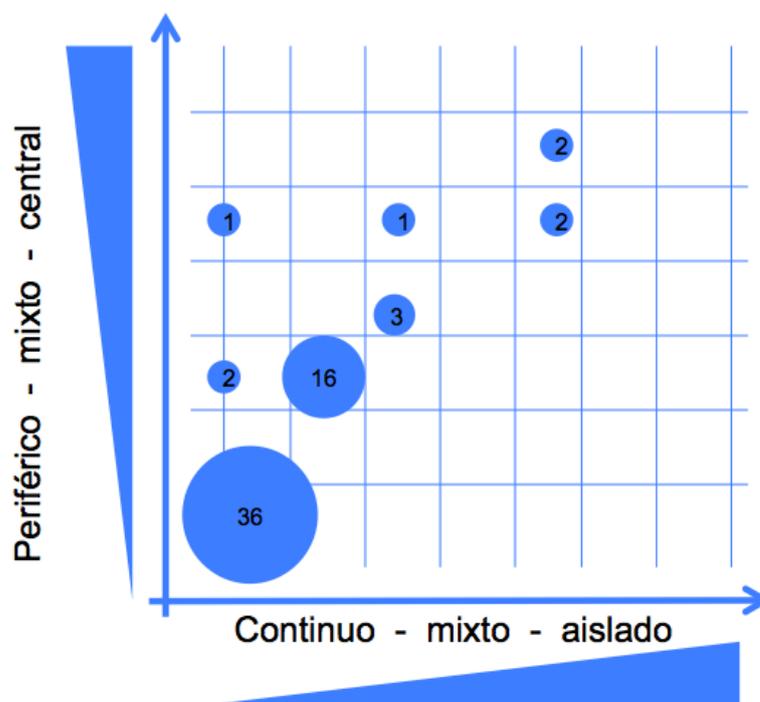
La combinación de tipos de crecimiento de lesiones según la distribución espacial y la continuidad del granuloma puede resumirse en una

tabla de contingencia y en un gráfico de burbujas (tabla 46 y figura 73). Lo más frecuente fue la asociación de patrones continuos y periféricos, sobretodo periférico puro – continuo puro (35 casos) y predominantemente periférico – predominantemente continuo (16 casos).

Tabla 46. Combinaciones de distribución espacial y grados de continuidad.

		Continuidad del granuloma				Total
		Pred. asilado	Pred. continuo	Continuo puro	No osteolisis	
Distribución espacial	Central pura	2	0	0	0	2
	Pred. central	2	1	1	0	4
	Mixta	0	3	0	0	3
	Pred. Perif.	0	16	2	0	18
	Perif. pura	0	0	35	0	35
	No osteolisis	1	2	5	16	24
	Total	5	22	43	16	86

Figura 73. Combinaciones de distribución espacial y grado de continuidad.



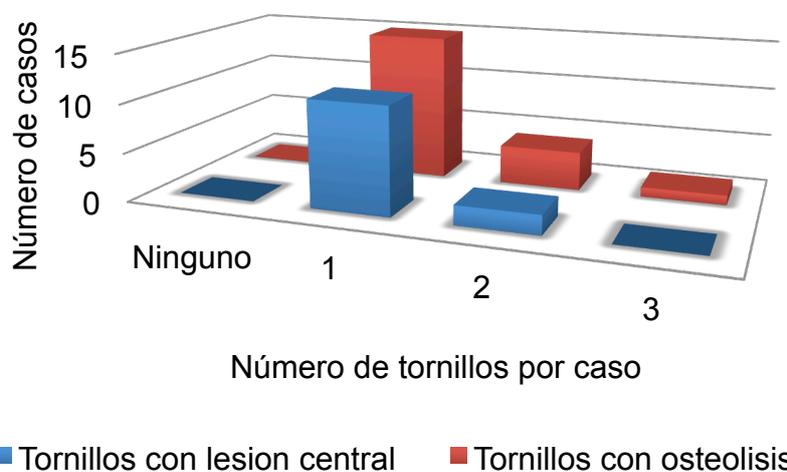
Número total de tornillos con osteolisis y tornillos con lesiones de tipo central (17rm y 18rm)

En pocos casos se detectó osteolisis en los tornillos, si bien en los casos donde sí se halló, las lesiones fueron centrales. En 15 casos (17,4%) se encontró lisis en un tornillo, en 4 (4,8%) se detectó osteolisis en 2 tornillos y solo en un caso (1,2%) se pudo observar lesiones en los tres tornillos implantados. Respecto al tipo de lesión, de los 20 casos donde existió osteolisis entorno a los tornillos, en 13 casos fue central (tabla 47 y figura 74).

Tabla 47. Frecuencia de tornillos con osteolisis y con lesión central.

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
Nº tornillos osteolisis	0	66	76,7	76,7
	1	15	17,4	94,2
	2	4	4,7	98,8
	3	1	1,2	100,0
	Total	86	100,0	
Nº tornillos lesión central	0	73	84,9	84,9
	1	11	12,8	97,7
	2	2	2,3	100
	Total	86	100	

Figura 74. Distribución de casos (en número absoluto) en función del número de tornillos con lesiones osteolíticas.



Quistes osteolíticos (19rm)

Las lesiones quísticas fueron, en contra de lo que podría esperarse, poco frecuentes. Solo en 17 casos (19,8%) se encontraron lesiones de esta naturaleza (tabla 48).

Tabla 48. Frecuencia de quistes osteolíticos.

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
	no	69	80,2	80,2
Quistes	Si	17	19,8	100
	Total	86	100	

4.1.3. Concordancia

Concordancia RX-RM (1co, 2co, 3co, 4co, 5co, 6co, 7co y 8co)

La distribución de frecuencias en las concordancias o discrepancias entre RX y RM puede verse en la tabla 49. A la vista de los resultados se puede observar como la RX tiene una especificidad bastante alta, es decir, que no suele detectar lesiones líticas si no existen. Por el contrario su sensibilidad es limitada, ya que en gran parte de las ocasiones donde la RM detecto la osteolisis, la RX no percibió nada. Estos datos puede, de hecho, emplearse para calcular la sensibilidad y especificidad de la RX. Empleando como referencia o verdaderas las mediciones realizadas con RM, la sensibilidad y especificidad de la RX para cada una de las zonas analizadas se muestra en la tabla 50.

Tabla 49. Frecuencias de las concordancias de resultados de RX y RM.

		P1	P2	P3	P4	P5	F1	F7	F2-F6
Concordancia	RM si / RX si	14	10	1	10	0	13	10	0
	RM si / Rx no	15	34	3	9	41	12	8	0
	RM no / RX si	14	4	9	8	0	9	5	0
	RM no / RX no	43	38	73	59	45	52	63	86

Tabla 50. Sensibilidad y especificidad de la radiografía simple.

	P1	P2	P3	P4	P5	F1	F7	F2-F6
Sensibilidad	35,8	22,2		52,6			55,5	
	9	7	25	3	0	52	5	100
Especificidad	76,7	90,4	89,0	88,0	10	85,2	92,6	
	8	7	2	5	0	4	4	100

4.2. Resultado del análisis estadístico

La primera parte del trabajo estadístico correspondería a los datos descriptivos derivados del estudio observacional. Es decir, valores de frecuencias, medias y desviaciones para los valores de las diferentes variables recogidas, y que se han descrito convenientemente en el apartado anterior.

En esta parte del capítulo se mostrarán los resultados de los diferentes test estadísticos que se aplicaron para responder a los objetivos de la Tesis, y que se han mencionado en el apartado correspondiente de Material y Método. En primer lugar se aplicó el test de Kolmogorov-Smirnov para determinar qué variables cuantitativas seguían una distribución normal y, en función de ello,

decidir el test estadístico a aplicar. Tras aplicar este test, solo las variables IMC, peso y abducción acetabular seguían ese tipo de distribución, por lo que la mayoría de correlaciones se calcularon con el test de Spearman.

4.2.1. Correlación entre variables

A continuación se enumeran todas las correlaciones estadísticamente significativas que se encontraron entre cada una de las variables estudiadas y el resto tras aplicar las pruebas de Pearson y Spearman. Lógicamente, cuando existe una correlación entre una variable (pe. edad) y otra (pe. peso) también existirá una relación equivalente en sentido inverso. Cuando esta circunstancia apareció, hemos mencionado dicha relación en dos ocasiones, una para cada una de las dos variables implicadas. Cada una de las variables se acompaña de la descripción del número que se le asignó en el capítulo de Material y Método y para cada una de las relaciones se indica su carácter directo o inverso. Solo se recogen las correlaciones que, de acuerdo al test correspondiente, fueron estadísticamente significativas ($p < 0,05$).

Variables clínicas:

5. Edad: correlación **inversa** con la actividad física, la marcha y el número de zonas afectadas.

7. IMC: correlación **directa** con el peso e inversa con la abducción acetabular y la versión acetabular.

8. Peso: correlación **directa** con el IMC y con la altura del paciente.

9. Altura: correlación **directa** con el peso.

13. Número de tornillos empleados: correlación **directa** con los años de evolución, la altura del trocánter mayor, el número de zonas afectadas, el grado de osteolisis, el número de tornillos con osteolisis y el número de tornillos con lesión central.

16. Años de evolución: correlación **directa** con el número de tornillos, la puntuación de Charnley, el número de zonas afectadas, el grado de

osteolisis, el número de tornillos con osteolisis y el número de tornillos con lesión central y correlación **inversa** con la movilidad, la marcha, la puntuación de Merle D'Aubigné y la versión acetabular.

17. Actividad física: correlación **directa** con la edad, el dolor, la marcha, la puntuación de Merle D'Aubigné, la afectación de la cadera contralateral, la abducción acetabular, la tasa de desgaste, el número de zonas afectadas y el grado de enfermedad y correlación **inversa** con la altura del trocánter mayor y la HA libre del fémur.

18. Dolor: correlación **directa** con la actividad física, la movilidad, la marcha, la puntuación de Merle D'Aubigné, la abducción acetabular, el número de zonas afectadas, el grado de enfermedad, el número de tornillos con osteolisis y el número de tornillos con lesión central.

19. Movilidad: correlación **directa** con los años de evolución, la actividad física, el dolor, la marcha, la puntuación de Merle D'Aubigné y la afectación de la cadera CL y correlación **inversa** con la HA libre del fémur.

20. Marcha: correlación **directa** con la actividad física, el dolor, la movilidad, la puntuación de Merle D'Aubigné, la afectación de la cadera CL, la tasa de desgaste y el grado de enfermedad y correlación **inversa** con la edad, los años de evolución y la HA libre del fémur.

21. Puntuación de la escala de Merle D'Aubigné: correlación **directa** con la actividad física, el dolor, la movilidad, la marcha y la versión acetabular y correlación **inversa** con los años de evolución y la HA libre del fémur.

22. Afectación de cadera contralateral: correlación **directa** con la actividad física, la movilidad y la marcha y correlación **inversa** con la puntuación de Charnley, la altura del trocánter mayor y la HA libre del fémur.

23. Puntuación de la escala Charnley: correlación **directa** con la edad, actividad física, el dolor, la movilidad, la puntuación de Merle D'Aubigné, la afectación de la cadera CL, la tasa de desgaste y el grado de enfermedad y correlación **inversa** con la edad, los años de evolución y la HA libre del fémur.

Variables de la RX:

1. Altura de trocánter mayor: correlación **directa con número de tornillos y con HA libre de fémur** y correlación **inversa** con actividad física y la afectación de la cadera contralateral.

2. Abducción acetabular: correlación **directa** con la actividad física, el dolor, la tasa de desgaste, el número de zonas afectadas y el grado de enfermedad y correlación **inversa** con el IMC, la versión acetabular y la HA libre del cotilo.

3. HA libre cotilo: correlación **inversa** con la puntuación de Charnley y la abducción acetabular.

4. HA libre en fémur: correlación **inversa con la actividad, la movilidad, la marcha, la puntuación de Merle D'Aubigné y la afectación de la cadera contralateral.**

6. Tasa de desgaste de PE: correlación **directa** con la actividad física, la marcha, la abducción acetabular, el número de zonas afectadas y el grado de enfermedad.

Variables de la TC:

2. Versión acetabular: correlación **directa** con el IMC y la puntuación de Merle D'Aubigné y correlación **inversa** con los años de evolución y la abducción acetabular.

Variables de la RM:

11. Número de zonas afectadas: correlación **directa** con la edad, el número de tornillos, la actividad, el dolor, la abducción acetabular, la tasa de desgaste, el grado de enfermedad y el número de tornillos con osteolisis.

12. Grado de enfermedad: correlación **directa** con el número de tornillos, la actividad física, el dolor, la marcha, la abducción, la HA libre de

cotilo, la tasa de desgaste, el número de zonas afectadas y el número de tornillos con osteolisis.

16. Número de tornillos con osteolisis: correlación **directa** con el número de tornillos, los años de evolución, el dolor, el número de zonas afectadas, el grado de enfermedad y el número de tornillos con lesión central.

17. Número de tornillos con lesión de tipo central: correlación **directa** con el número de tornillos, los años de evolución, el dolor y el número de tornillos con lesión central.

Los valores estadísticos para cada una de estas correlaciones quedan detallados en la tabla 51. A diferencia de lo que se hizo anteriormente, y para evitar un tamaño excesivo en la tabla, cuando existió una correlación entre dos variables solo se mencionó dicha correlación al hablar de la primera de las implicadas en la misma, por orden de aparición. Es decir, si una variable mencionada en primer lugar (pe. edad) guarda una correlación con otra que aparece en segundo lugar (pe. peso), la relación entre ambas solo se menciona dentro de la fila de la variable edad y no en la fila de la variable peso.

Tabla 51. Resultados de los test de Pearson y Spearman.

Rho de Spearman		Actividad	Marcha	Nº zonas
Edad	Coef. Corr.	-,425	-,280	-,220
	Sig.	0	0,009	0,042

		Peso	Abd. act.	Versión
IMC	Coef. Corr.	0,754	-0,235	-0,215
	Sig.	0	0,030	0,047

		Altura
Peso	Coef. Corr.	0,746
	Sig.	0

		Años	Altura troc.	Nº zonas	Grado	Torn. lisis	Torn. central
Nº torn.	Coef. Corr.	0,361	0,280	0,308	0,235	0,300	0,235
	Sig.	0,001	0,009	0,004	0,029	0,005	0,030

		Movili dad	Marcha	Merle	Charn ley	Versión	Nº zonas
Años	Coef. Corr.	-0,344	-0,254	-0,299	0,333	-0,321	0,470
	Sig.	0,001	0,018	0,005	0,002	0,003	0
		Grado	Torn. lisis	Torn. central			
Años	Coef. Corr.	0,386	0,299	0,266			
	Sig.	0	0,005	0,013			

		Dolor	Movilidad	Marcha	Merle	Cadera contra	Altura troc.
Activ idad	Coef. Corr.	0,304	0,393	0,588	0,440	0,234	-0,328
	Sig.	0,004	0	0	0	,030	0,002
		Abd. act.	HA fémur	Tasa desg.	Nº zonas	Grado	
Activ idad	Coef. Corr.	0,237	-0,362	0,292	0,338	0,363	
	Sig.	0,028	0,002	0,006	0,001	0,001	

		Movili dad	Marcha	Merle	Abd. act.	Nº zonas	Grado
Dolor	Coef. Corr.	0,533	0,507	0,768	0,232	0,269	0,328
	Sig.	0	0	0	0,032	0,012	0,002
		Torn. lisis	Torn. central				
Dolor	Coef. Corr.	0,219	0,214				
	Sig.	0,042	0,048				

		Marcha	Merle	Cadera contra	HA fémur
Mov.	Coef. Corr.	0,760	0,898	0,268	-0,251
	Sig.	0	0	0,013	0,035

		Merle	Cadera contra	HA fémur	Tasa desg.	Grado
Marcha	Coef. Corr.	0,806	0,302	-0,287	0,308	0,229
	Sig.	0	0,005	0,015	0,04	0,034

		HA fémur	Versión
Merle	Coef. Corr.	-0,287	0,215
	Sig.	0,015	0,046

		Charnley	Altura troc.	HA fémur
Cadera contra	Coef. Corr.	-0,373	-0,309	0,236
	Sig.	0	0,004	0,048

		HA cotilo
Charnley	Coef. Corr.	-0,228
	Sig.	0,041

		HA fémur
Altura troc.	Coef. Corr.	0,323
	Sig.	0,006

		HA cotilo	Tasa desg.	Versión	Nº zonas	Grado
Abd. act.	Coef. Corr.	-0,342	0,314	-0,232	0,283	0,239
	Sig.	0,002	0,003	0,031	0,008	0,027

		Nº zonas	Grado
Tasa desg.	Coef. Corr.	0,500	0,449
	Sig.	0	0

		Grado	Torn. lisis
Nº zonas	Coef. Corr.	0,924	0,299
	Sig.	0	0,005

		Torn. lisis
Grado	Coef. Corr.	0,308
	Sig.	0,004

		Torn. central
Torn. lisis	Coef. Corr.	0,741
	Sig.	0

Por último, para clarificar las correlaciones, en la tabla 52 figuran las correlaciones estadísticamente significativas para las dos variables más importantes dentro de este trabajo, tasa de desgaste y número de zonas afectadas, y cuyas implicaciones se discutirán en el último apartado de la Tesis.

Tabla 52. Resultados del test de Spearman para las variables tasa de desgaste y número de zonas afectadas.

		Actividad	Marcha	Abd. acet.	Nº zonas	Grado
T. desg.	Coef. Corr.	0,292	0,308	0,314	0,500	0,449
	Sig.	0,006	0,004	0,003	0	0

		Edad	Nº torn.	Años evol.	Actividad	Dolor
Nº zonas	Coef. Corr.	-0,220	0,308	0,470	0,338	0,269
	Sig.	0,042	0,004	0	0,001	0,012

		Abd. acet.	T. desg.	Grado	Torn. lisis
Nº zonas	Coef. Corr.	0,283	0,500	0,924	0,299
	Sig.	0,008	0	0	0,005

Tanto para la tasa de desgaste como para el número de zonas afectadas algunas de las correlaciones pueden estar influenciadas por factores de confusión. La relación de la tasa de desgaste con el grado de enfermedad viene condicionado por la asociación tasa de desgaste – número de zonas afectadas. De hecho, si bien tasa de desgaste mantiene una correlación directa con el grado de enfermedad (coeficiente de correlación de 0,449 y significación de 0), si aplicamos un test de correlación parcial ajustado por número de zonas, la correlación no es estadísticamente significativa (coef. corr. -0,074 y sig. 0,503). El **número de zonas** actúa como **factor de confusión** en la relación **entre la tasa de desgaste y el grado de enfermedad**.

Lo mismo para el número de zonas. La asociación de esta variable con la edad puede venir dada por su relación con la actividad física. Así, aunque el número de zonas se relaciona con la edad (coef. corr. de -0,220 y sig. de 0,042), si realizamos una correlación parcial controlada por la actividad física, dicha relación deja de ser significativa (coef. corr. de -0,154 y sig. de 0,159). De forma similar al caso anterior, la **actividad física** actúa como **factor de confusión sobre** la relación **entre la edad y el número de zonas afectadas**.

4.2.2. Regresión lineal

Una vez se comprobó la existencia de correlaciones y su fuerza, se trató de cuantificar en qué medida unas variables influenciaban sobre otras en dichas correlaciones. Tomando como dependientes la tasa de desgaste y el número de zonas afectadas, que, como hemos dicho, son las variables centrales de este trabajo, se realizaron test de regresión lineal con las más relevantes de las variables con las que presentaban una correlación comprobada con las pruebas descritas en el apartado anterior.

Siguiendo esta idea, se aplicaron test de regresión lineal entre la tasa de desgaste, como variable dependiente, y la actividad, la marcha y la abducción acetabular como independientes. Primero se realizó un análisis de regresión simple para cada una de las tres posibilidades con los resultados que figuran en la tabla 53 y se observan en las figuras 75, 76 y 77. Se obtuvo una regresión lineal estadísticamente significativa y con unos valores de R cuadrado de 0,123, 0,107 y 0,101 para la actividad, marcha y abducción acetabular. Posteriormente se realizó un análisis de regresión múltiple mediante el método de pasos sucesivos, incluyendo dichas variables de forma simultánea, con los resultados que se aprecian en la tabla 54. La variable marcha queda excluida, de modo que la regresión múltiple es estadísticamente significativa para la actividad y la abducción acetabular con un R cuadrado de 0,182.

Tabla 53. Resultados de la regresión lineal simple para la tasa de desgaste.

	R	R cuadrado	Sig. cambio en F
Actividad	0,351	0,123	0,001
Marcha	0,328	0,107	0,002
Abd. acet.	0,318	0,101	0,003

Figura 75. Gráfica de dispersión de la regresión lineal actividad – tasa de desgaste.

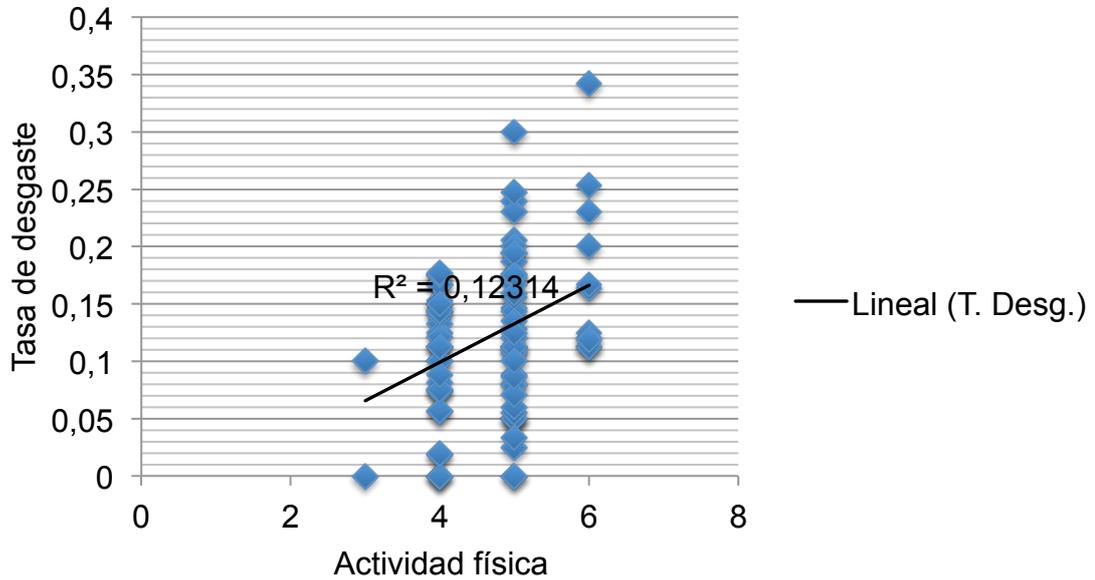


Figura 76. Gráfica de dispersión de la regresión lineal marcha – tasa de desgaste.

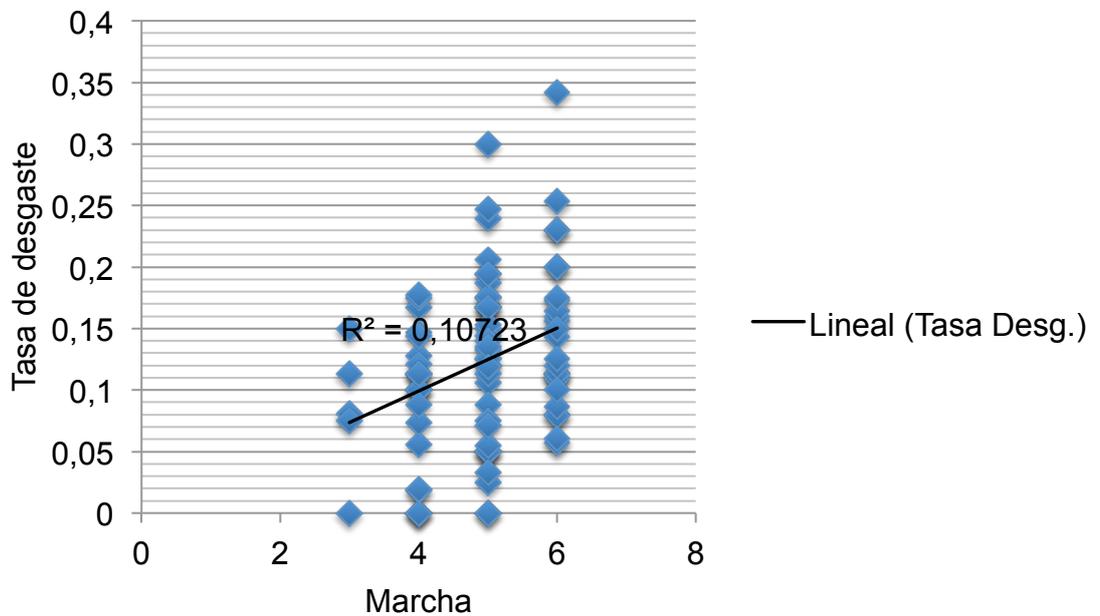


Figura 77. Gráfica de dispersión de la regresión lineal abducción acetabular – tasa de desgaste.

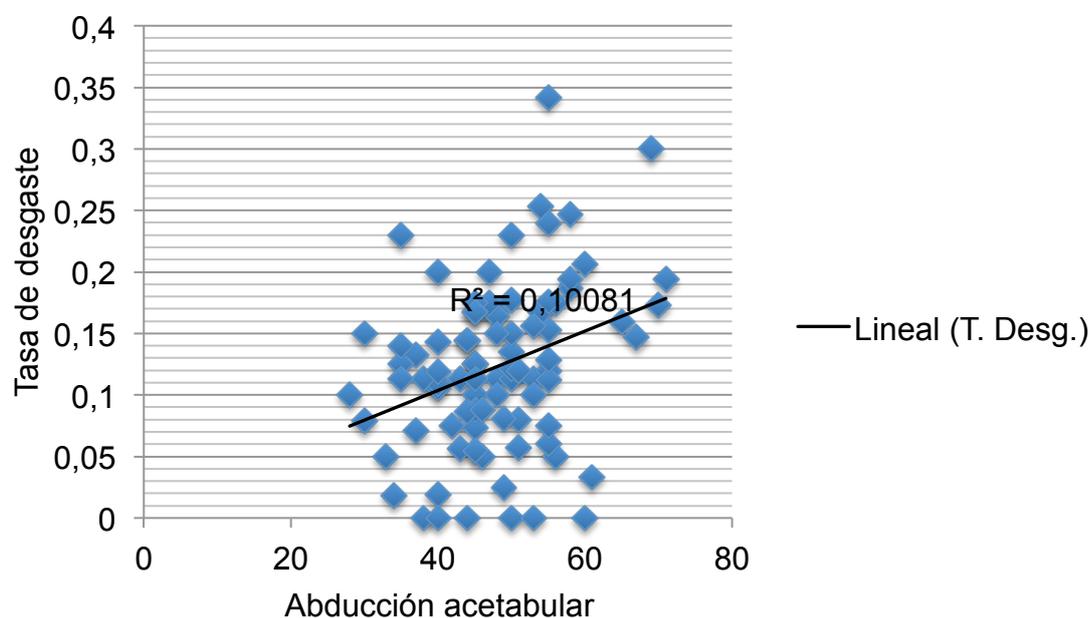


Tabla 54. Resultados de la regresión lineal múltiple para la tasa de desgaste.

	R	R cuadrado	Sig. Cambio en F
Actividad			
Abd. acet.	0,426	0,182	0,017

Lo mismo se realizó en el caso de el número de zonas afectadas. Tomando esta variable como dependiente, y la edad, el número de tornillos, los años de evolución y la tasa de desgaste, como independientes se aplicaron análisis de regresión lineal. En primer lugar se realizó un análisis de regresión simple para cada una de las cuatro variables con los datos que se recogen en la tabla 55 y se observan en las figuras 78, 79, 80 y 81. Finalmente un análisis de regresión múltiple mediante el método de pasos sucesivos, para las cuatro variables de forma simultánea, reveló los resultados de la tabla 56. Tras la exclusión de la variable número de tornillos, existe una regresión lineal estadísticamente significativa para edad, años de evolución y tasa de desgaste con un valor de R cuadrado de 0,433.

Tabla 55. Resultados de la regresión lineal simple para el número de zonas.

	R	R cuadrado	Sig. cambio en F
Edad	0,300	0,009	0,005
Nº tornillos	0,307	0,094	0,004
Año evolución	0,474	0,225	0
Tasa desg.	0,492	0,242	0

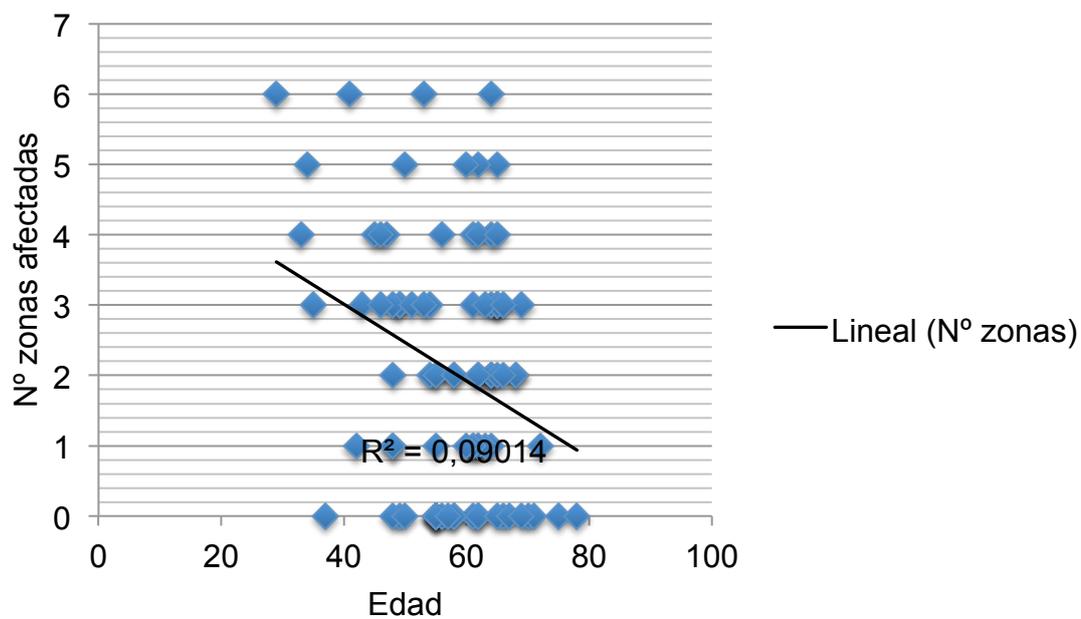
Figura 78. Gráfica de dispersión de la regresión lineal edad – nº de zonas afectadas.

Figura 79. Gráfica de dispersión de la regresión lineal N° de tornillos – N° de zonas afectadas.

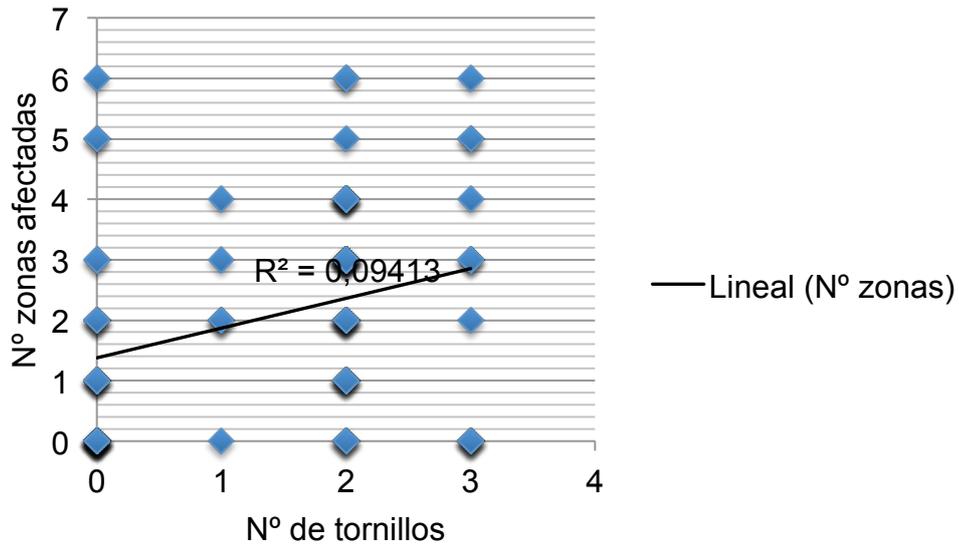


Figura 80. Gráfica de dispersión de la regresión lineal años de evolución – N° de zonas afectadas.

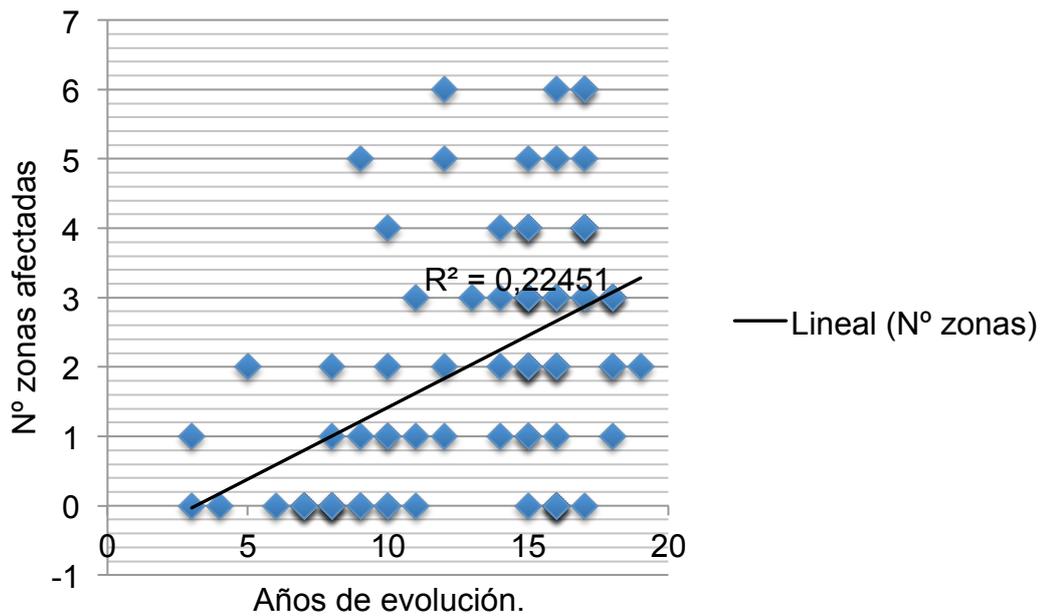


Figura 81. Gráfica de dispersión de la regresión lineal tasa de desgaste – N° de zonas afectadas.

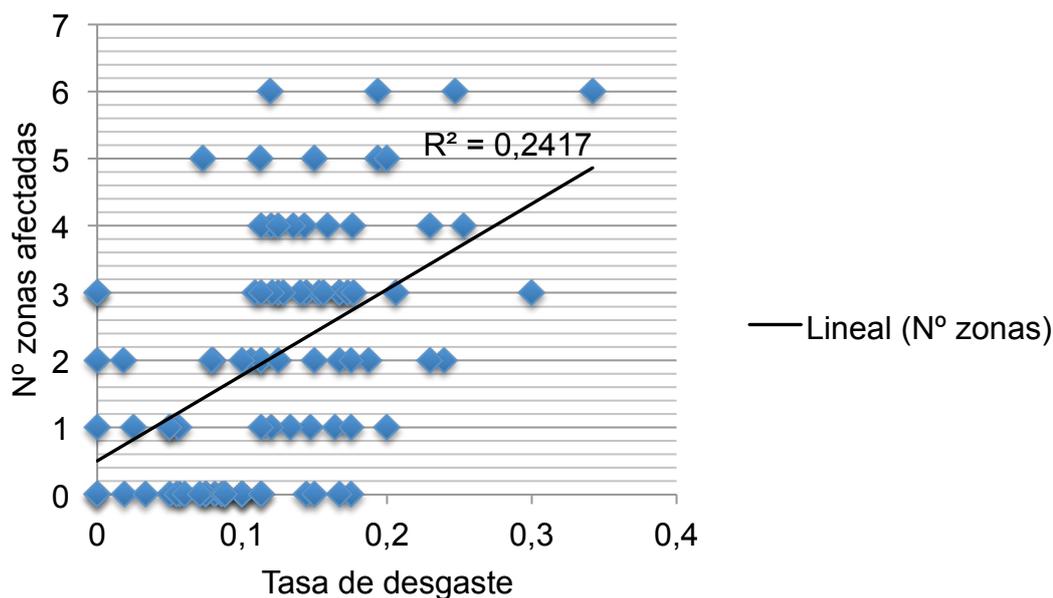


Tabla 56. Resultados de la regresión lineal múltiple para el número de zonas.

	R	R cuadrado	Sig. cambio en F
Edad			
Años evolución	0,658	0,433	0,047
Tasa desg.			

4.2.3. Comparación de medias

Por último se utilizó el test de análisis de varianza (ANOVA) de comparación de medias a la hora de terminar la posible relación entre variables cualitativas con cuantitativas. Este test se empleo para estudiar si existían diferencias entre los diferentes tipos de lesión o de grado de continuidad en función de alguna de las variables estudiadas.

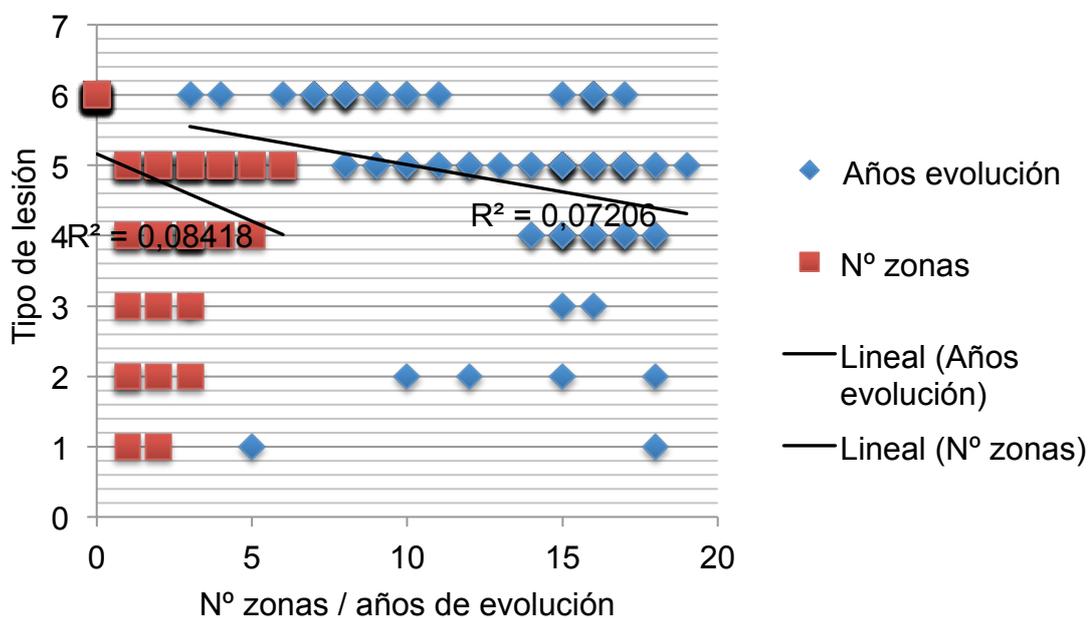
Se encontraron diferencias estadísticamente significativas dentro de los diferentes tipos de lesión para las medias de las variables años de evolución y

número de zonas afectadas. En el caso de años de evolución se observó una diferencia de medias estadísticamente significativa con una R de -0,290 y una R cuadrada de 0,084. Para el número de zonas afectadas se detectó una diferencia de medias estadísticamente significativa con una R de -0,268 y una R cuadrada de 0,072 (tabla 57 y figura 82). Es decir, **a más años de evolución y más zonas afectadas, los patrones fueron más periféricos.**

Tabla 57. Resultados de ANOVA para tipo de lesión.

	R	R cuadrado	Sig.
Año evolución	-0,290	0,084	0,001
Nº zonas	-0,268	0,072	0

Figura 82. Gráfica de dispersión de la comparación medias para el tipo de lesión.

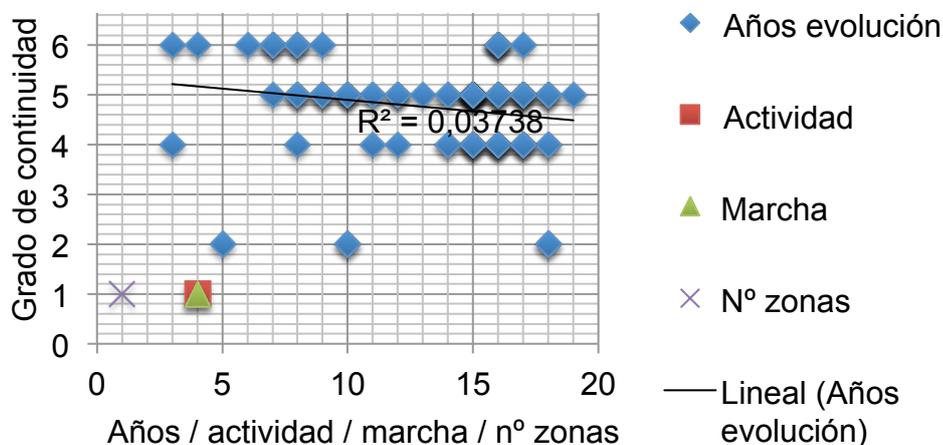


En el caso del grado de continuidad, ocurrió algo similar. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas dentro de los diferentes tipos de lesión para las medias de las variables años de evolución, actividad, marcha y número de zonas afectadas. Para la variable años de evolución se apreció una diferencia de medias estadísticamente significativa con una R de -0,193 y una R cuadrada de 0,037. En el caso de la actividad y la marcha se detectó una diferencia de medias estadísticamente significativa con una R de -0,242 y -0,216 y una R cuadrada de 0,058 y 0,047 respetivamente. Por último, respecto al número de zonas la diferencia fue significativa con una R de -0,197 y una R cuadrada de 0,039 (tabla 58 y figura 83). Es decir, las lesiones tuvieron un **grado de continuidad mayor** cuanto **mayor fue el valor de los años de evolución, de la actividad física, de la marcha y de las zonas afectadas.**

Tabla 58. Resultados de ANOVA para el grado de continuidad.

	R	R cuadrado	Sig.
Año evolución	-0,193	0,037	0,045
Actividad	-0,242	0,058	0,026
Marcha	-0,216	0,047	0,048
Nº zonas	-0,197	0,039	0,045

Figura 83. Gráfica de dispersión de la comparación medias para el grado de continuidad.



5. Discusión

La Discusión trata de responder a los objetivos fundamentándose en los resultados. Por tanto, se estructura siguiendo el esquema empleado al plantear los objetivos y los resultados del trabajo.

Recordemos que los objetivos fueron tres principales y uno secundario: revisar la evolución a largo plazo de una serie de ATC, utilizar la RM como método diagnóstico para estudiar las características de la osteolisis en dicha serie y determinar la posible influencia de las distintas variables revisadas, además de precisar si los hallazgos de nuestra sería son concordantes a otros estudios. Los objetivos principales fueron por tanto tres, lo que genera tres apartados de discusión. El cuarto objetivo, referente a buscar la concordancia bibliográfica, se desarrolla, a la vez, dentro de los otros tres. Así la Discusión constará de tres apartados principales, para cada uno de los mencionados objetivos (5.1, 5.2 y 5.3) y otros dos capítulos para comentar las limitaciones del estudio y las futuras líneas de investigación (5.4 y 5.5).

Asimismo, la estructura de la Discusión trata de ser fiel a la realizada al exponer los Resultados. El punto 4.1 del apartado de Resultados (resultado del análisis de las variables a estudio) corresponde con los puntos 5.1 y 5.2 del apartado de Discusión (valoración de la evolución a largo plazo y de la osteolisis en la serie de ATC a estudio). El punto 4.2 (resultados del análisis estadístico) corresponder con el punto 5.3 (valoración de la influencia de las variables sobre la osteolisis y su patrón de crecimiento).

5.1. Valoración de la evolución a largo plazo de la serie a estudio

5.1.1. Valoración de las variables clínicas

La primera parte de los resultados de nuestro estudio aporta información acerca de las características epidemiológicas de nuestra serie de estudio. Dentro de esta información conviene discutir los datos de alguna de las variables. Debemos mencionar que, si bien a la hora de realizar la discusión de los resultados de la artroplastia de cadera, los trabajos publicados por cada grupo

investigador pueden ser una buena fuente de información, en lo que se refiere a las características epidemiológicas de una serie de estudio, la información no abunda en esos artículos. Para comparar estos datos referentes a indicación de la cirugía o edad y sexo de los pacientes, lo más adecuado puede ser recurrir a los registros de artroplastias. De ellos, los más evolucionados y con más experiencia son el Swedish Hip Arthroplasty Register (SHAR) y el inglés National Joint Register (NJR) a nivel europeo y los registros canadiense (Canadian Joint Replacement Register, CJRR) y australiano (National Joint Replacement Register, NJR de la Australian Orthopaedic Association, AOA) en el resto del mundo (177, 178, 179, 180).

Etiología

Sabemos que la artrosis es la enfermedad articular más importante en la cadera y que su prevalencia es elevada, de más de un 8%. Sabemos también que la ATC es su principal solución, para más de un 90% de los pacientes con esa enfermedad (1, 2, 10, 23).

Conocemos que la mayoría de pacientes con coxartrosis se intervienen finalmente de ATC pero ¿cuál es la causa de la artrosis en esos pacientes quirúrgicos?. Hemos visto que en nuestra serie la gran mayoría de los casos incluidos (más de un 77%) la degeneración articular de la cadera intervenida tuvo un origen idiopático o primario. Esta proporción parece razonable si tenemos en cuenta la población que conforma el área sanitaria del hospital al que pertenece la serie. Una población progresivamente más envejecida, con mayor esperanza de vida y, por tanto, con mayor oportunidad de desarrollar esta afección. Las otras causas se distribuyen a partes iguales. Se podría decir que la mejora del diagnóstico y el tratamiento temprano de la displasia congénita del desarrollo de la cadera, así como los avances en el tratamiento quirúrgico de las fracturas a este nivel, permiten que el número de implantes de artroplastias por dichos motivos sigan siendo bajos. Al mismo tiempo, el uso cada vez mayor de medicaciones agresivas para la articulación (como corticoides) y el incremento de la drogadicción durante las décadas de los ochenta y noventa del pasado siglo pueden ser responsables de un 8% de ATC por NACF.

La etiología de la artrosis previa a la cirugía de nuestra serie se aproxima a la que recogen los registros de artroplastias. En la tabla 59 podemos ver la frecuencia entre las diferentes etiologías para los cuatro registros de artroplastias más relevantes. En general, nuestras cifras son muy cercanas a las recogidas por los registros sueco (SHAR) y canadiense (CJRR) (177, 179). Por el contrario se alejan más de los porcentajes de los registros de Australia (NJJ-AOA) y de Gran Bretaña (NJR), aunque en este último caso la información disponible no es tan completa (178, 180). El hecho de que los estudios cuyas cifras se alejan de las de nuestro medio pertenezcan a países de cultura anglosajona podría llevar a plantearse si la etiología puede verse influenciada por factores sociales o nutricionales. En todos los casos la etiología que depende de la necrosis avascular y la displasia infantil tuvo porcentajes bastante menores que en nuestra serie. No sabemos si el mejor tratamiento en fases precoces de la displasia congénita de cadera en dichos países es la causa de una diferencia de más de 5% respecto a nuestra serie.

Tabla 59. Porcentaje de cada etiología en diferentes registros de artroplastias.

	Nuestra serie	CJRR	SHAR	NJR	AOA	
Etiología	Idiopática	77,9	76,5	75,1	93	88,5
	Displásica	9,3	2,2	3,4		
	NACF	8,1	1,3	1,8		3,5
	Otra	4,7	20	19,7	7	8

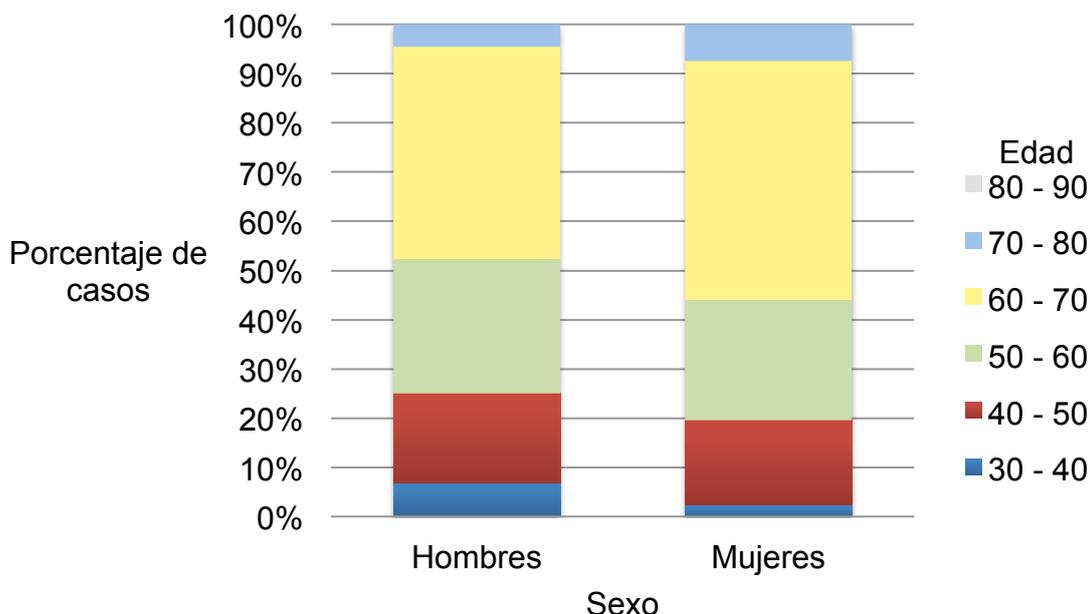
Edad y sexo

Dado que la artrosis es un proceso degenerativo es evidente que su prevalencia aumentará con la edad de forma proporcional o exponencial y así lo hará también el tratamiento de la misma mediante la artroplastia. Respecto al sexo, pese a todos los estudios realizados, aún no está definido en que género es mas prevalente la artrosis de cadera. En general, se suele decir que la artrosis de cadera es más frecuente en los hombres y la de rodilla en la mujer. Lo cierto es que, si atendemos a los trabajos y revisiones existentes al respecto, parece ser que las formas más agresivas del conflicto femoroacetabular y la prevalencia

radiológica de coxartrosis son más elevadas en hombres que en mujeres (1, 2). Tal y como que ocurre con la etiología, no disponemos de la prevalencia de artrosis según edad y sexo en nuestro Área, aunque sí que sabemos los valores de ambos parámetros en los pacientes intervenidos.

En la figura 14, del apartado de Material y Método, puede verse como en esta serie la implantación de ATC ha aumentado de forma proporcional a la edad desde los 30 a los 70 años, para caer después a valores reducidos para pacientes más ancianos. Con una media de 57 años aproximadamente, un 45% de los pacientes intervenidos tenían entre 60 y 70 años. Esta progresión se repite para ambos sexos, aunque parece ser que en el caso de las mujeres, la curva es más pronunciada, con más casos en pacientes de mayor edad y con una edad media mayor en el caso del sexo femenino. Está claro que la mejora de la técnica ha permitido intervenir cada vez a pacientes más jóvenes de modo que la progresión es bastante proporcional a la edad ya desde la cuarta década de vida. Lógicamente, la relación riesgo beneficio para pacientes mayores de 70 años es más discutible y, aunque cada vez se interviene a gente más longeva, lo cierto es que sigue siendo una proporción pequeña. Respecto al sexo, nuestra distribución fue casi equitativa. En la mencionada figura 14 pueden verse estos datos. Creemos que aunque la artrosis de cadera se considere más frecuente en hombres, este hecho se compensa por la mayor expectativa de vida en las mujeres de la población a estudio, que hace que el número de implantes en ese sexo en edades avanzadas sea superior y en conjunto sea equiparable al de los hombres. De este modo, la proporción de ATC es ligeramente mayor en los hombres hasta los 60 años y mayor para las mujeres a partir de esa edad. En la figura 84 se exponen, en un formato más comparable con otros trabajos, la agrupación de casos por edad y sexo.

Figura 84. Distribución de casos de nuestra serie (en %) en función de la edad y del sexo.

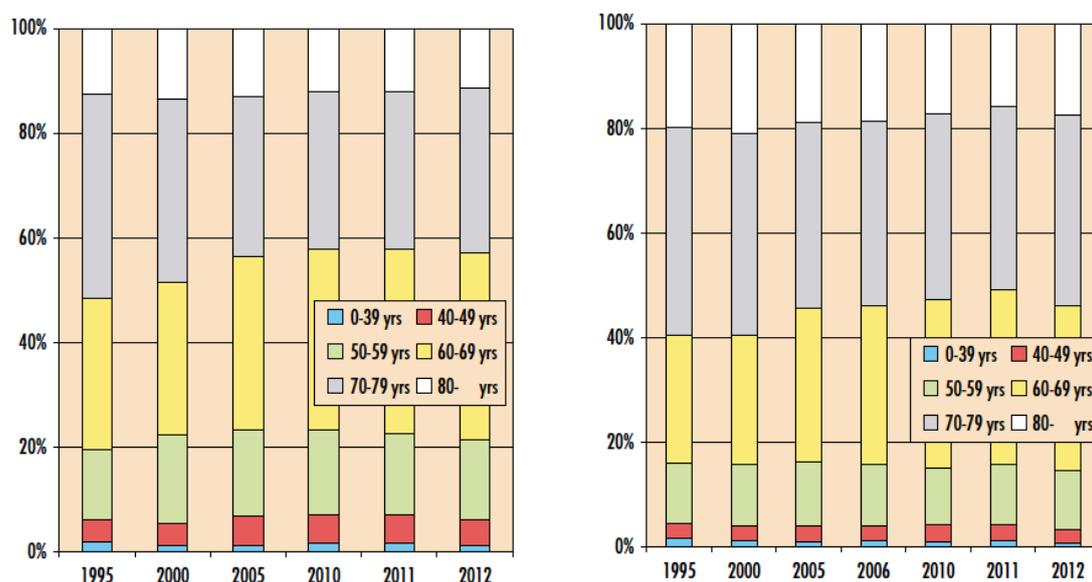


Al aplicar los test de análisis estadístico pudimos comprobar la existencia de relaciones estadísticamente significativas entre estas variables y otros parámetros epidemiológicos. Concretamente vimos como a mayor edad, la actividad física y la capacidad de marcha fueron menores (una asociación moderada y estadísticamente muy significativa). Es lógico: los pacientes de mayor edad, se mueven menos. También observamos la relación con algunos de los parámetros de estudio de la osteolisis, que veremos más adelante.

Tal y como ocurría con la etiología las cifras son equiparables a otros trabajos. En lugar de compararlos con trabajos de otros autores, nos parece más interesante equiparlos a nuestros propios trabajos o a los sistemas de registros. En un trabajo publicado por un grupo de estudio de nuestro hospital hace 4 años, y que revisaba los resultados a 25 años de los modelos artroplásticos de Charnley, la edad media fue de 67 años. Aunque el estudio se publicó hace solo 4 años, la serie incluida en el estudio presentaba fechas de implantación de hasta 25 años atrás. Una diferencia de 10 años en la edad media en el momento de la

cirugía respecto a los datos de la serie actual evidencian que la cirugía se lleva a cabo cada vez de forma más precoz (41). Nuevamente, la información más completa la ofrece el registro sueco (SHAR) (177), donde la edad media fue de 67.20 para hombres y 69.90 para mujeres. Al igual que en nuestro caso, la implantación de ATC aumenta proporcionalmente con la edad hasta un grupo más numeroso a los 60-70 años, para caer en pacientes ancianos. Del mismo modo, la edad media para el implante de la artroplastia es menor para hombres, que son mayoría por debajo de los 60-70 años, que para las mujeres, que aglutinan la mayoría de las intervenciones por encima de esa edad. Esto, unido a una cada vez mas alta edad de cirugía primaria, hace que la proporción de mujeres intervenidas sea mayor que la de hombres (58,1% frente a 41,9%). En la figura 85 se muestra la distribución por edad y sexo en el registro sueco, con un código de colores similar al empleado en la figura 84, correspondiente a la serie de esta Tesis.

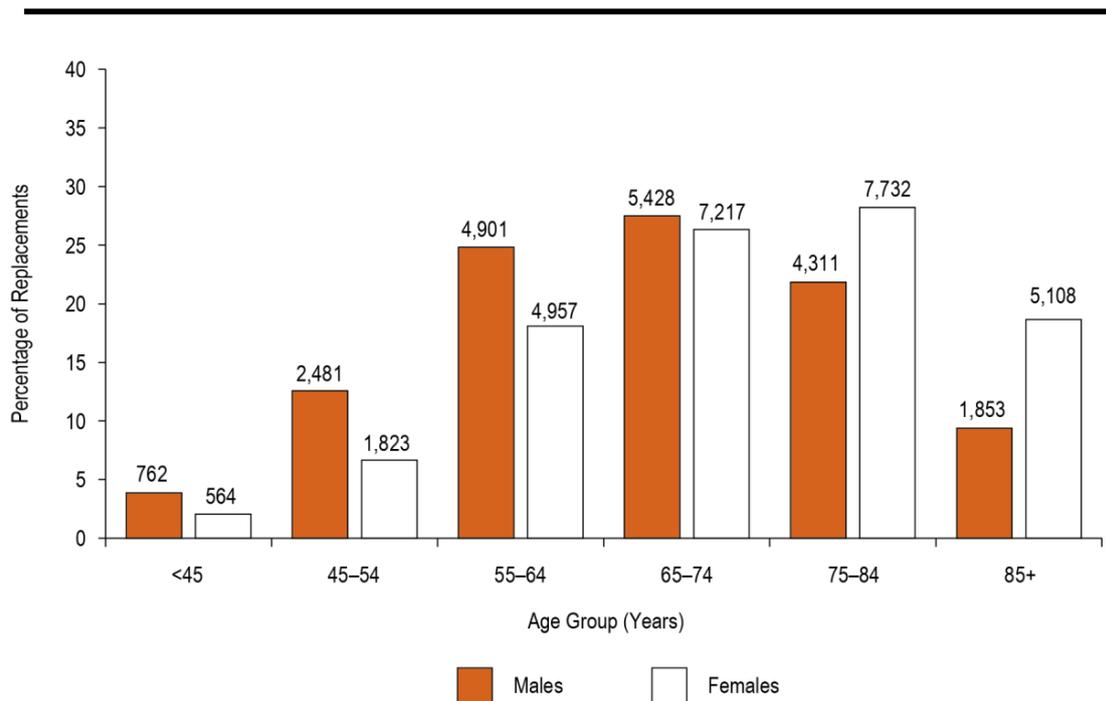
Figura 85. Distribución de casos en el SHAR (en %) en función de la edad y del sexo (177).



La última actualización de CJRR es concordante con nuestra serie y con el SHAR (179) (figura 86). La media de edad fue ligeramente inferior en hombres

(67,30) respecto a las mujeres (72.60). De este modo, los hombres tienden a intervenir más jóvenes (27,5% entre 65 y 74 años) mientras que las mujeres lo hacen en edades superiores (46,9% con más de 75 años). Así nuestra distribución casos por edad y sexo de la figura 14, adquiere un contorno muy similar a la del CJRR (figura 86). La diferencia viene dada por el mayor número de casos intervenidos en edades avanzadas, aunque recordemos que estos datos corresponden a la revisión del año 2013 y no necesariamente son representativos de la última década. En el sexo si existen diferencias, pues el porcentaje de hombre receptores de una ATC fue 41,8% frente al 58,2% de mujeres. Creemos que el efecto producido al combinarse una edad de intervención progresivamente mayor, junto con la mayor presencia de mujeres intervenidas en edad avanzada es suficiente para que la balance de intervenciones se incline a favor del sexo femenino.

Figura 86. Distribución de casos en el CJRR (en %) en función de la edad y del sexo (179).



En los registros de países anglosajones nos encontramos de nuevo con menos información. En el registro australiano la distribución ha sido similar, con una

mayoría del 35% entre los 65 y 74 años y un 23,90 % entre los 55 y 64. La proporción hombres-mujeres fue de un 55% - 45% aproximadamente (180). En el NJR la edad media de intervención fue 69 años y el porcentaje de casos hombre-mujer fue de 40,3% - 59,7%, ocurriendo algo similar al efecto observado en el CJRR (178). Resumiendo, la distribución por edad y sexo de nuestra serie fue similar a de los mayores registros existentes, con una clara diferencia: una edad de cirugía menor. Entendemos que esto puede deberse a que en nuestro medio disponemos de menos alternativas terapéuticas para el tratamiento de la coxartrosis en pacientes jóvenes, teniendo que adelantar la implantación de ATC y a que en otros países la implantación de ATC está menos limitada en pacientes ancianos. Respecto al sexo, los datos son variables, pero similares a los nuestros.

IMC

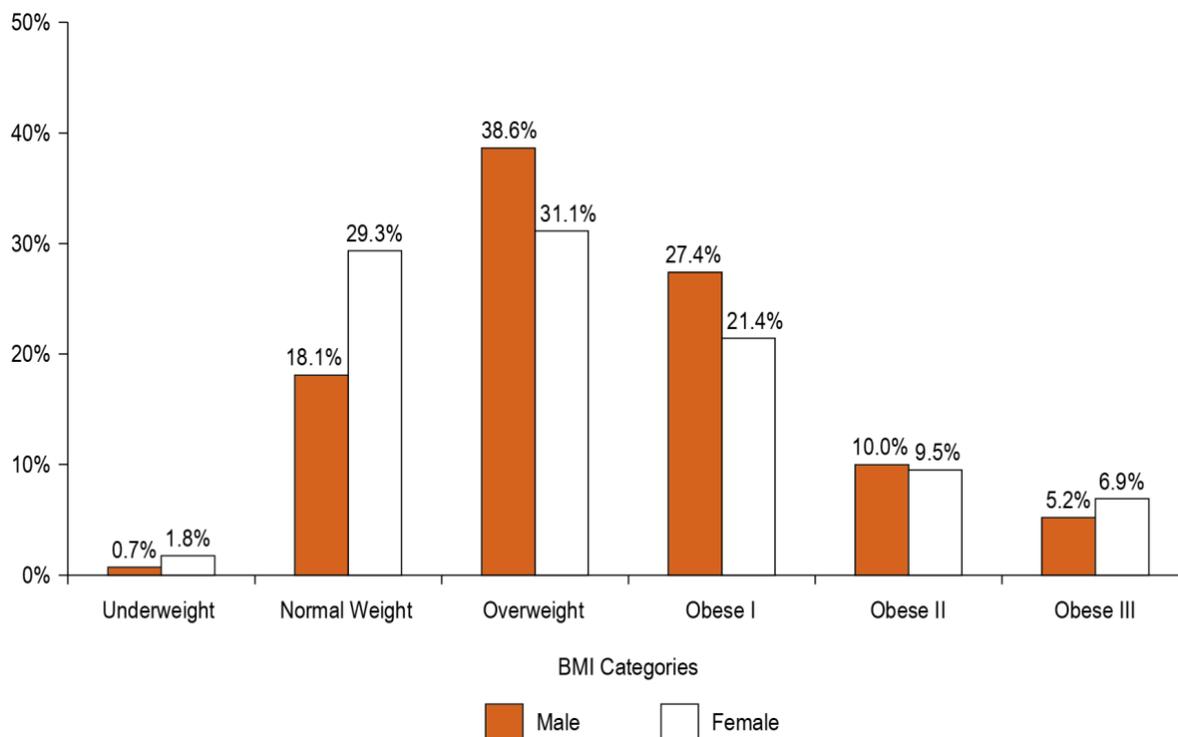
La relación entre el índice de masa corporal y la ATC parece evidente. Por un lado, parece lógico que una mayor relación peso / talla someterá a las articulaciones de las extremidades inferiores a mayor carga del que puede soportar, de modo que con el tiempo el cartílago resultará dañado y surgirá la artrosis. Algunos trabajos recientes apuntan en este sentido y consideran a la obesidad un predictor importante para esta enfermedad (181). Por otro lado, el peso también mantiene una relación estrecha con las ATC. Numerosos estudios ha abordado esta relación y hoy en día se sabe que, al igual que en la artrosis, la obesidad es un predictor de la necesidad futura de una artroplastia en la cadera (182). Su influencia va más allá. Sabemos que un mayor IMC se asocia a un mayor índice de complicaciones después de la cirugía (fracturas, luxaciones) y que presenta cierta influencia en el desgaste de PE y la osteolisis, como hemos expuesto en el capítulo de Introducción y como analizaremos más adelante (84). A su vez, la colocación de una ATC puede implicar una reducción del peso en pacientes obesos pasado un tiempo (183, 184). No obstante, a pesar de las dificultades y complicaciones que puede generar la obesidad, solamente en casos de obesidad mórbida debería considerarse contraindicada la artroplastia. Este tema esta en constante debate pero es cierto que, al igual que con la edad, los límites para la cirugía parecen cada vez más borrosos, especialmente en países

con sistemas sanitarios avanzados, como veremos al comparar nuestros datos con los registros de artroplastias (185).

En nuestra serie el IMC es superior a lo considerado deseable. Con un valor de mas de 27 puntos, correspondería a la categoría de sobrepeso o naranja. Es decir, que nuestro paciente “tipo” presentaba sobrepeso. En la figura 48 del capítulo de Resultados se puede apreciar la distribución de pacientes según IMC y sexo. Vemos en dicho gráfico como la distribución es mas simétrica en hombres, con más casos en valores de IMC menores a 30, y más polarizada en el caso de las mujeres, con más pacientes por encima de esa puntuación. De hecho, el IMC medio de los pacientes femeninos se situó, con casi 29 puntos, muy cerca de la categoría roja u obesidad. No sabemos si el hecho de que la edad media de las mujeres fuese mayor en el momento de la cirugía puede haber influenciado en este aspecto. Los análisis estadísticos realizados mostraron que en nuestra serie el IMC influyó claramente sobre la calidad de la colocación del implante. Como veremos al hablar de la abducción y de la versión acetabulares, existió una relación inversa con ambos parámetros. Cuanto mayor fue la obesidad del paciente menor verticalidad y menor anteversión presentó el cotilo implantado.

Los resultados a nivel de IMC son reproducidos en los registros de artroplastias. Al revisar el CJRR, vemos como ocurre algo similar a nuestra serie, aunque un nivel por encima (figura 87). En nuestro caso los hombres son la mayoría de pacientes con IMC entre 20-30 y las mujeres por encima de 30. En su caso también los hombres presentan un valor de IMC más concentrado en valores centrales, aglutinando la mayoría de casos con cifras entre 25 y 40, mientras que las mujeres suponen la mayoría de casos con cifras extremas (tanto de peso bajo o normal como de sobrepeso extremo). Sí parece claro que, de forma similar a lo que ocurría con la edad, la permisividad en el peso de cara a la indicación quirúrgica es mayor, pues un 15% de pacientes presentaba obesidad moderada o grave, por tan solo un 2% de nuestra serie. Las causas pueden considerarse similares a la expuestas para la edad (179).

Figura 87. Distribución de casos en el CJRR (en %) en función del IMC y del sexo (179).



El registro de artroplastias de referencia, el sueco, presenta, en su última actualización, unas cifras de IMC medio de 27,10 en los hombres y 26,20 en el caso de las mujeres. Por tanto muestra el mismo patrón que en nuestra serie y que el CJRR: agrupación de varones en valores centrales (un 67,8% entre 25 y 35) y de mujeres en valores extremos (un 47,1% por debajo de 25 y por encima de 35) (177). Aunque en el NJR no exponen información acerca de el IMC de los pacientes, sí que concluyen que un IMC se asoció curiosamente a una menor mortalidad a los 90 días, si bien toman estos datos con cierta prudencia (178). Podemos concluir que la distribución de IMC en nuestro pacientes es similar a los grandes registros de artroplastias, aunque parece que en otros sistemas sanitarios la indicación de cirugía se mantiene en pacientes de gran obesidad, mientras que en nuestro caso, la indicación se ajusta más. No obstante, debemos recalcar que los datos comparados corresponden a la última actualización de

esos registros y no reflejan necesariamente la realidad de las últimas dos décadas, periodo al que pertenece nuestra serie.

Vía de abordaje

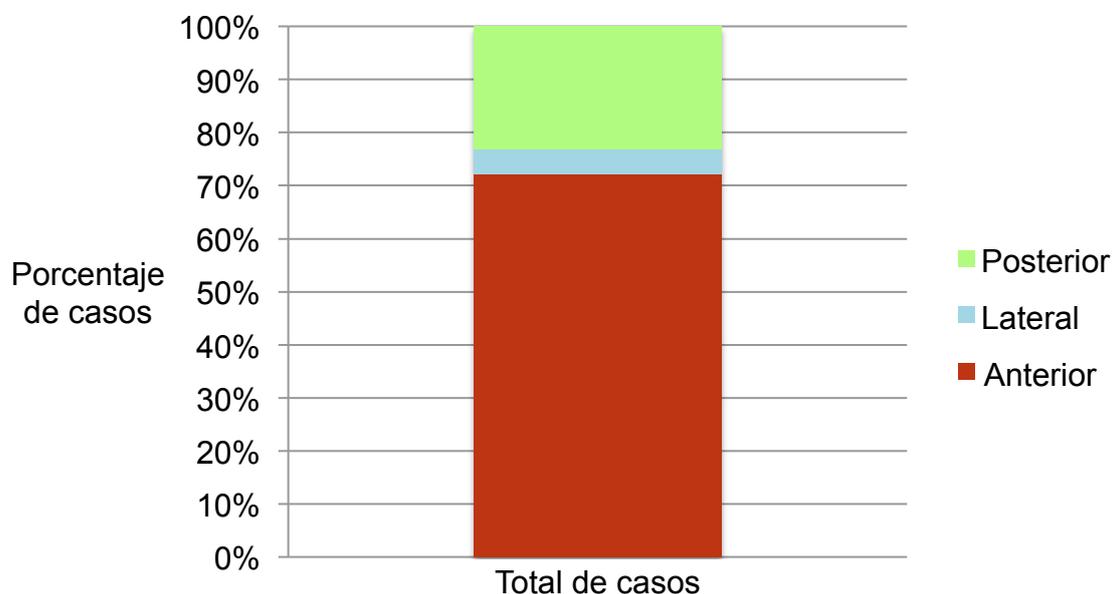
Las variables quirúrgicas, aquellas que recogen los datos de la cirugía no admiten mucha discusión, dado que no son resultados obtenidos con el estudio si no más bien características del mismo, como parte de descripción de la serie que aparece en Material y Método. En cualquier caso conviene comentarlas brevemente.

En lo que se refiere a la vía de acceso a la cadera existen varios abordajes utilizados: el anterior o de Smith-Petersen, el anterolateral o de Watson Jones, el lateral directo o de Hardinge o el posterior o de Moore. Si bien diferentes autores y trabajos tratan de otorgar a cada abordaje una superioridad respecto al resto, lo cierto que se trata de una cuestión en debate. Más que un abordaje mejor que el resto, cada uno tiene sus propias ventajas, que llevarán a escoger al cirujano en función de sus necesidades (186, 187). Se cree que los abordajes anteriores ofrecen una excelente exposición acetabular y un bajo riesgo de luxaciones, pero puede llegar a ser abordajes bastante agresivos, especialmente para el tiempo femoral, y con riesgo de lesión del nervio femorocutáneo. El abordaje lateral no ofrece una óptima exposición acetabular o femoral, pero su agresividad es limitada, con una recuperación rápida en el posoperatorio y su tasa de luxaciones es muy baja, siendo la vía recomendada en pacientes de riesgo (188). Por su parte el abordaje posterior resulta muy anatómico y poco traumático, pero no garantiza una buena visión durante el tiempo acetabular y el índice de luxaciones parece más alto, aunque no está demostrado y depende de la técnica quirúrgica (189). La aparición durante los últimos años de abordaje "MIS" o mínimamente invasivos ha supuesto una revolución. Si bien han demostrado algunas ventajas, de momento no han podido demostrar una clara superioridad a los abordajes tradicionales a largo plazo (190, 191).

En la figura 49 del capítulo de Resultados recogemos las distintas vías de abordaje empleadas según el año de la intervención y en la figura 88, que se

puede ver a continuación, la proporción de casos para cada vía de abordaje en el total de nuestra serie. En casi un 75% de los casos se empleo una vía de abordaje anterior, especialmente durante los primeros años de la serie. Esto puede deberse a que los referentes de nuestro Servicio en cirugía de cadera en aquel momento habían recibido una formación específica en dicho abordaje. Ello, unido a que ofrece una excelente exposición tanto a nivel femoral como acetabular, especialmente útil al inicio de la curva de aprendizaje de un implante, convirtió a esta vía en la preferida dentro de las cirugías de cadera durante un tiempo. Los avances técnicos y el respaldo en la literatura de otros abordajes supuso el auge de otras vías como la posterior o, en menor medida, lateral, ayudado también por la incorporación de cirujanos provenientes de otros centros. En cualquier caso, las otras dos vías de abordaje se repartieron solo el 25% de casos restantes.

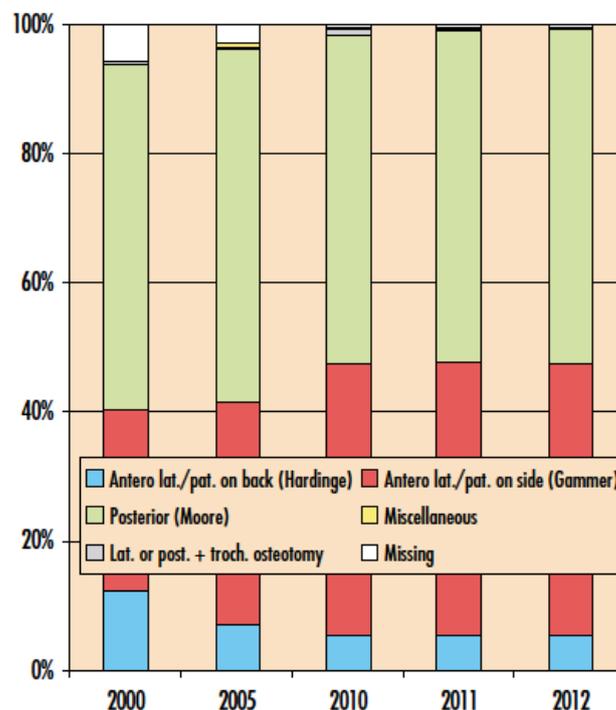
Figura 88. Distribución de casos de nuestra serie (en %) en función de la vía de abordaje.



Como hemos dicho, la distribución de los abordajes de nuestra serie no coincide exactamente con las últimas tendencias, aunque recientemente la vía anterior directa goza de gran predicamento. Dentro de los registros de artroplastias a los que solemos referirnos, la información más completa a este

respecto la ofrece el registro sueco. Debemos tener en cuenta, de nuevo, que la mayoría de nuestros implantes fueron colocados hace 15 años. En cualquier caso, en un análisis del registro sueco vemos que los abordajes son diferentes y que el abordaje posterior es el más empleado (figura 89) (177). Ocurre algo paradójico. Mientras que parece que en nuestro hospital las vías posterior y lateral ha incrementado su aplicación en los últimos años, en otros medios parece ser que la tendencia se invierte y la vía posterior comienza a ceder terreno de nuevo frente a las anterolaterales. Esto puede ser debido al auge de los mencionados abordajes poco invasivos. Este tipo de abordajes, muchos basados en vías anterolaterales, aun no ha encontrado hueco en nuestro repertorio quirúrgico, lo que justifica que nuestra tendencia lleve cierto retraso respecto a la norma mas actualizada.

Figura 89. Distribución de casos en el SHAR (en %) en función de la vía de abordaje y del año de la cirugía (177).



Tamaño de la cabeza

La elección del tamaño de la cabeza femoral siempre ha sido un tema de discusión en la colocación de una ATC. De forma parecida a como ocurre con la vía de abordaje, no se puede decir que exista un diámetro claramente vencedor en este aspecto. Lo cierto es que cada tamaño tiene sus ventajas, de modo que el cirujano escogerá el adecuado en función de las necesidades de cada cirugía. Numerosos trabajos ha abordado este asunto. Las ventajas de los mayores diámetros se centran en la estabilidad. Un incremento del ratio cabeza / cuello, junto con un mayor “salto” acetabular en caso de luxación, convierten a las cabezas femorales de mayor tamaño en las más estables, dotando al paciente de un arco de movilidad amplio bajo un menor riesgo de dislocación. No obstante, esta diferencia en estabilidad, reconocida entre cabezas de 28 y 32 mm, no está tan demostrada en diámetros superiores a 36 mm (192). Sin embargo, lo que más nos interesa dado el tema de esta Tesis, es su influencia en el desgaste del PE. Numerosos estudios han demostrado que un mayor diámetro supone un desgaste de PE más acelerado y, aunque parece ser que este hándicap se reduce con el empleo de los nuevos PE, sigue siendo un condicionante para el futuro de los implantes, sobre todo en lo que a pares no cerámicos se refiere (87, 88, 89). En conjunto, la elección del diámetro de la cabeza protésica no es fácil. El mayor desgaste y la teórica menor tasa de luxaciones no se traduce en mejores resultados clínicos al año de la cirugía (193). Quizás, como propugnan algunos autores, lo más adecuado sea usar cabezas de diámetro intermedio (32 mm), recogiendo las ventajas e inconvenientes de ambas opiniones.

En la inmensa mayoría de los casos (mas del 95 %) nuestra serie, se implantó una cabeza de 28 mm (figura 90). Creemos que los motivos son varios . La mayoría de los implantes se colocaron durante los años noventa, cuando las cabezas de gran diámetro aún no habían logrado un gran implantación y aún permanecían vigentes los grandes resultados conseguidos en nuestro servicio por los implantes de Charnley, con cabezas de 22 mm. Por otro lado, la mayoría de los implantes, sobre todo en los primeros años fueron implantados como hemos visto por vía anterior. Esta vía asegura una ATC más estable que la vía

posterior, de modo que, dada la baja tasa de luxaciones, la estabilidad no parecía algo determinante. Por último, la disponibilidad de unos PE aún en evolución, donde el desgaste era elevado y condicionante, hacía que el cirujano buscase los medios posibles para alargar la vida del mismo. Entre ellos, emplear cabezas pequeñas. Lo que sí es cierto es que los 4 casos con cabeza de 32 mm fueron colocadas en las últimas ATC de la serie y, actualmente, la tendencia de nuestro Servicio es, efectivamente, a usar ese diámetro. Si repitiésemos este estudio hoy en día, la mayoría de las cabezas serían de 32 mm. Nos parece interesante estudiar este aspecto y probablemente en un futuro desarrollemos algún trabajo encaminado a dilucidar diferencias en la evolución entre distintos diámetros de cabezas protésicas.

Figura 90. Distribución de casos de nuestra serie (en %) en función del diámetro de cabeza femoral.



Una vez más, las características de nuestra serie son equiparables a las series de los registros de artroplastia que venimos empleando como referencia. En el SHAR la cabeza de 28 mm era la normal hace 10-15 años, siendo el diámetro elegido en más del 95% de los casos. Con el tiempo ha ido perdiendo

predominancia a favor de la cabeza de 32 mm, que en el último año supone el 60% de los diámetros implantados. Las cabezas de 36 mm, aunque han comenzado a utilizarse, suponen aun un porcentaje reducido (figura 91) (177). En la última actualización del CJRR las cifras van en el mismo sentido. Las cabezas de menor diámetro, aunque se siguen empleando (un 13,5% las de 28 mm) van dejando paso a las mayores. La diferencia es que, si bien las de 32 mm son las más frecuentemente empleadas con un 45,6%, las cabezas de 36 mm suponen una parte importante de los casos (40,7%). Una forma clara de visualizar dicha evolución es con la gráfica recogida en el registro de la AOA, donde se reproduce la variación que se ha mencionado (figura 92).

Figura 91. Distribución de casos en el SHAR (en %) en función del diámetro de la cabeza y del año de la cirugía (177).

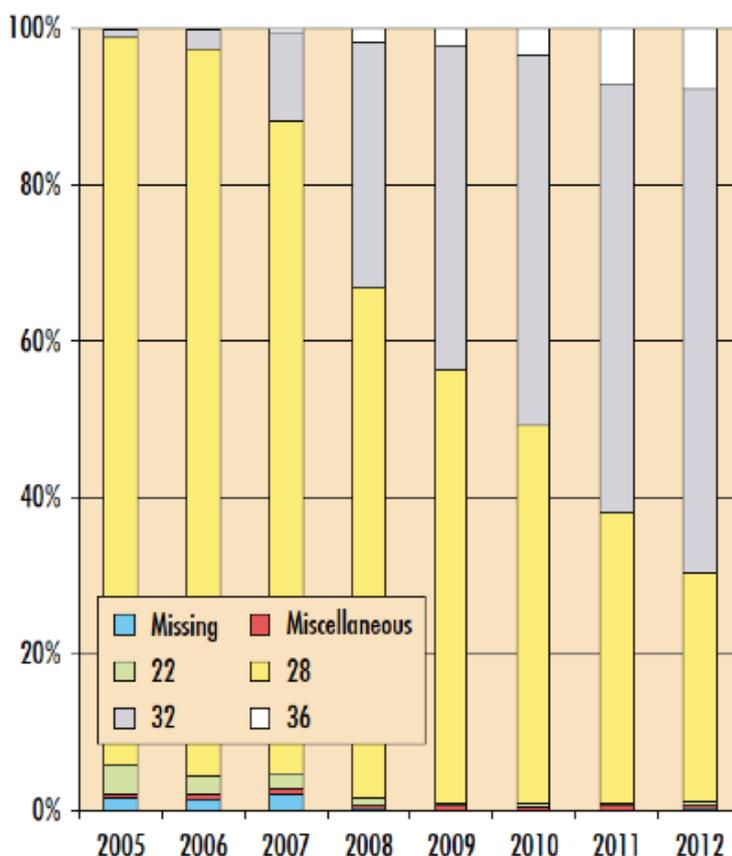
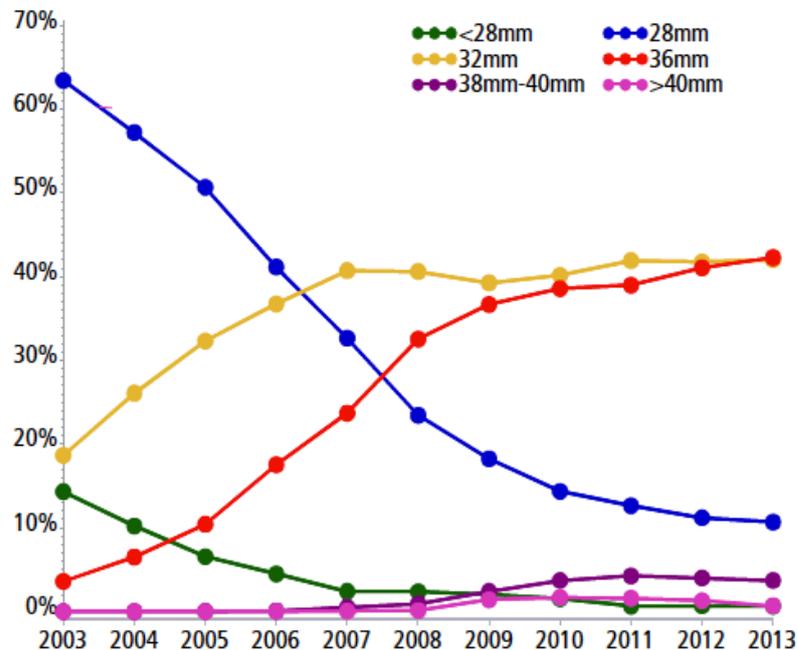


Figura 92. Variación de la distribución de casos en la AOA (en %) en función del diámetro de la cabeza y del año de la cirugía (180).



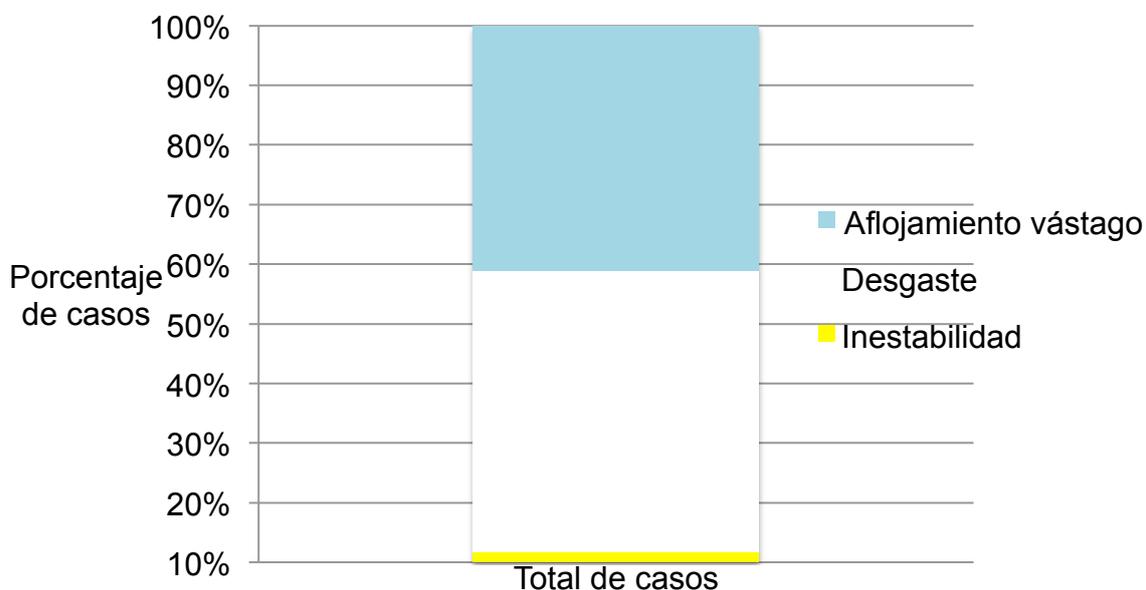
Eventos quirúrgicos

Con el término “eventos quirúrgicos” nos referimos en realidad a las cirugías de revisión. Afortunadamente son poco frecuentes en las artroplastias de cadera. Los resultados de esta técnica quirúrgica son buenos y han ido mejorando con el tiempo, de modo que los recambios solo aparecen después de muchos años de evolución. Aún poco frecuentes, suponen una seria complicación y exigen una técnica exigente al cirujano. Como ya hemos referido, la supervivencia de las ATC es muy buena, casi de forma constante. Las artroplastias cementadas de Charnley presentaban un éxito superior al 92,7% ya en sus primeros trabajos (20). Su elevada supervivencia, combinada con el tiempo que ha transcurrido desde que comenzaron a implantarse, permite que hoy dispongamos de cifras de supervivencia a muy largo plazo. En nuestro propio hospital se recogieron cifras de supervivencia del 83% a 25 años y en la bibliografía pueden verse ejemplos de unas supervivencias de 94,3% a 22 años, de 86,5% a 25 años o de 78% a 35 años de evolución (38, 39, 40, 41). Sin entrar en más detalles, desde las

artroplastias de baja fricción y cementadas de Charnley, han surgido muchas opciones que intentan igualar sus resultados. Desde hace bastantes años en nuestro hospital el modelo dominante ha sido la ATC no cementada BiHAPro®. Con las características mostradas en el capítulo de Material y Método, las cifras de supervivencia a 10 años han sido superiores al 95%. Sin embargo, no conocemos su evolución por encima de esos años (45, 46). Parte del objetivo de esta Tesis es responder a esa cuestión. La principal causa de revisión de una ATC es el aflojamiento aséptico y probablemente seguirá siéndolo durante un largo tiempo. Las tasas de revisión permanecen más o menos estables. Si revisamos las cifras de los registros, las revisiones de ATC oscilan entre un 6% de cirugías de revisión a los 5 años y un 12% a los 10 años (194). En un artículo publicado en el año 2013, que aunaba información de los diferentes registros se vio como, efectivamente, la causa de revisión principal fue el aflojamiento aséptico (55,2%), seguido, muy de lejos, por la luxación (11,8%), la infección (7,5%) y las fracturas periprotésicas (6%) (195). Si bien las causas que puede originar una revisión por luxación, infección o fractura parecen obvias, y no vamos a entrar a analizarlas, en el caso del aflojamiento aséptico no lo parecen tanto. El concepto de aflojamiento aséptico funciona como un “cajón de sastre”. Agrupa varias causas de fracaso que tienen como final común la cirugía de recambio por pérdida de fijación. Hoy en día se ha demostrado que la pérdida de fijación es secundaria a un fallo a nivel de la interfaz implante-hueso y que la mayor parte de los casos de aflojamiento aséptico ocurren tras el desarrollo de osteolisis a ese nivel (47, 48). También se ha demostrado que la osteolisis es secundaria a la reacción producida por el sistema inmunitario frente a las partículas generadas por el desgaste del PE, motivo por el que se le ha llamado la “enfermedad de las partículas” (109, 110, 111). Hay que considerar que el desgaste de PE, además de osteolisis, puede ser causante de luxación protésica, cuando el PE gastado no retiene la cabeza femoral y produce inestabilidad. No es de extrañar, por tanto, que el tándem desgaste de PE - osteolisis sea la causa de la mayoría de las cirugías de revisión y sus consecuencias sean el problema a resolver durante dichas intervenciones.

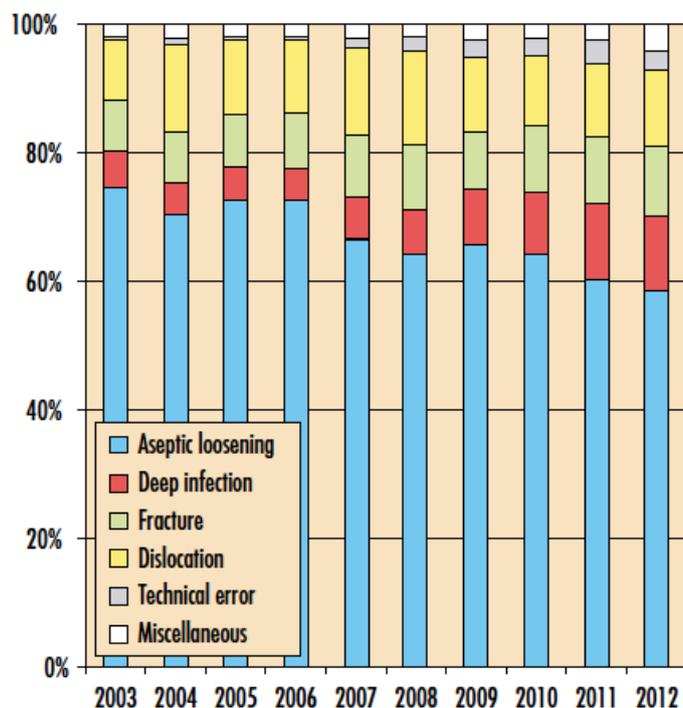
En nuestro trabajo obtuvimos un porcentaje de revisión quirúrgica del 19,76% dentro del total de la serie y de los años de evolución (máximo 19). En la figura 93 representamos la distribución total de cada causa y en la figura 52 del capítulo de Resultados podemos ver la distribución por años. El desgaste de PE agrupó casi la mitad de casos (47,%), mientras que el aflojamiento del implante, dependiente del desgaste a través de la osteolisis, supuso prácticamente la mitad restante de los casos (41,1%). En esta serie pueden ser tema de discusión varias cosas. Primeramente, una proporción de recambios por luxación muy reducida (11,7%). El empleo de la vía anterior como norma general en las ATC y el empleo de cabezas cada vez mayores pueden ser los motivos de estas cifras. Además, las luxaciones que podría haberse debido al desgaste de PE y causado una revisión por inestabilidad no tuvieron lugar, en muchos casos, porque la revisión se realizó sobre el problema del desgaste. En segundo lugar, no tenemos datos de revisiones por infección. Los casos que hubo fueron tratados con limpieza quirúrgica y recambio de par de fricción de forma precoz, sin retirar el vástago ni el cotilo y no han sido computados en la base de datos. En tercer lugar, no se registró ningún caso de recambio por aflojamiento de cotilo. Sabemos que esto se debe a varios factores. En primer lugar, la osteolisis presente en muchos casos no siempre se asocia al aflojamiento del implante acetabular (veremos los motivos más adelante). En segundo lugar, las cirugías de revisión acetabular constituyen para el cirujano un reto mayor, si cabe, que la revisión femoral. Es posible que esto haya provocado la reticencia a programar algunos casos para revisar quirúrgicamente. Por último, somos conscientes de que algunas cirugías planteadas inicialmente para ser un posible recambio del componente acetabular, no lo fueron finalmente. Ello se debió a que algunas cirugías de revisión con desgaste de PE y osteolisis finalizaron con un recambio del par de fricción y el tratamiento de los defectos óseos líticos mediante injerto óseo autólogo o de cemento, introducido periacetabularmente o a través de los orificios del implante, dado que la fijación del cotilo fue suficientemente buena.

Figura 93. Distribución de casos con revisión quirúrgica de nuestra serie (en %) en función de la causa de dicha revisión.



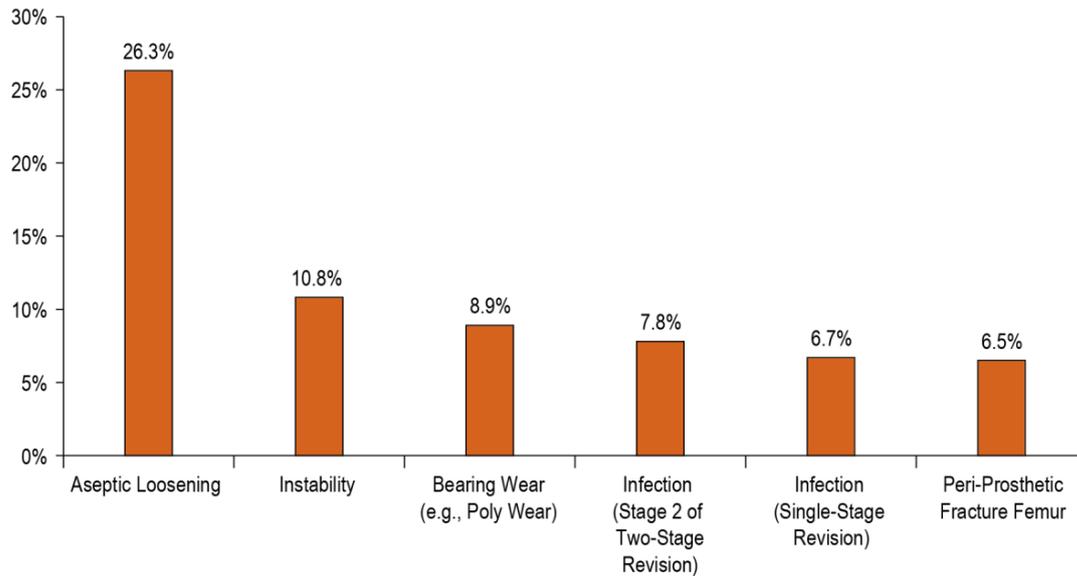
Ya hemos mencionado una revisión de registros que sitúa la causa de la mayoría de cirugías de recambio en el aflojamiento aséptico (55,2%) y solo una parte pequeña en las luxaciones (11,8%) (195). Existe similitud con nuestros resultados: 41,1% y 11,7% respectivamente. El desgaste, que en nuestra serie supuso casi la mitad de los casos, posiblemente en resultados de otros trabajos se distribuya en recambios por inestabilidad o por otras causas. Si nos fijamos más de cerca en estos trabajos, observaremos como en el caso del SHAS la revisiones por aflojamiento, incluyendo osteolisis, suponen hasta el 58,5% de los recambios, aunque parece ser que su proporción ha disminuido con el tiempo. El porcentaje de luxaciones sigue siendo constante: 11,8% (figura 94).

Figura 94. Distribución de casos en el SHAR (en %) en función de la causa de la revisión quirúrgica y del año de la cirugía (177).



El registro canadiense recoge unas cifras y una clasificación que se ajusta más a la nuestra, dado que incorpora como causa de revisión el desgaste (figura 95). No obstante, para su serie supuso el 8,90% de los casos (frente al más de 40% de nuestro trabajo). En conjunto, las causas menores (infección, luxación, fracturas) agrupan más casuística mientras que el aflojamiento aséptico solo supuso un 26,3%. Sin embargo, si sumamos todos los porcentajes de esta gráfica no alcanzan el 70% por lo que entendemos que hay una parte importante de “miscelánea” que englobaría parte de los casos que otros registros incluirían dentro de aflojamiento aséptico (179).

Figura 95. Distribución de casos en el CJRR (en %) en función de la causa de la revisión quirúrgica (179).



Eventos especiales

En realidad, dentro de la variable eventos especiales, englobamos aquellos hallazgos inesperados durante el acto quirúrgico. Tanto la hiperclaridad del granuloma como la atrofia glútea extrema son hallazgos subjetivos realizados por el cirujano encargado de la artroplastia en cuestión y no hemos encontrado bibliografía relativa a estos aspectos. En el caso de las complicaciones intraoperatorias sí existe abundante literatura al respecto. La fractura intraoperatoria de trocánter mayor es una de las más temidas complicaciones durante una cirugía de ATC. La mayor parte de los casos ocurren en personas anciana y en relación a abordajes poco invasivos o con inadecuada exposición del fémur proximal, como el abordaje anterior o los mínimamente invasivos (196, 197). Su importancia viene dada por una incidencia en aumento (dada la edad progresivamente mayor de implantación de las artroplastias), por la dificultad en su solución intraoperatoria y sus innegables consecuencias en el pronóstico de la cirugía (198). Respecto a la subluxación o luxación intraoperatoria, no puede

considerarse como una complicación per-sé, si no más bien un lance de la cirugía. Es frecuente que en las primeras pruebas de longitud del implante, la estabilidad no sea la apropiada y sea necesario recurrir a variaciones de la misma o a cambios de la orientación de los componentes durante el propio acto quirúrgico.

Los llamados hallazgos subjetivos, como la hiperclaridad del granuloma y la atrofia glútea extrema, fueron poco frecuentes, sin superar, en conjunto, el 7% de los casos. Creemos que la hiperclaridad del granuloma puede deberse a una reacción inflamatoria particularmente intensa que condiciona en algunos casos un contenido quístico más claro del habitual. De hecho, pudimos ver como en 3 de esos 4 casos con hiperclaridad de granuloma, la enfermedad se clasificó como grave según los parámetros definidos con anterioridad. En lo que se refiere a la atrofia glútea, no hemos podido comprobar que se asociase a casos de mayor osteolisis, edad o cualquier otra variable, por lo que parece un hallazgo casual y, como hemos dicho, subjetivo. Las fracturas de trocánter mayor fueron poco frecuentes. Con un 3,5% de los casos, la incidencia fue similar a la de otros trabajos y parece estar en relación con la facilidad del abordaje y la vía empleada, ya que predominaron en casos de pacientes jóvenes donde se empleó el abordaje anterior.

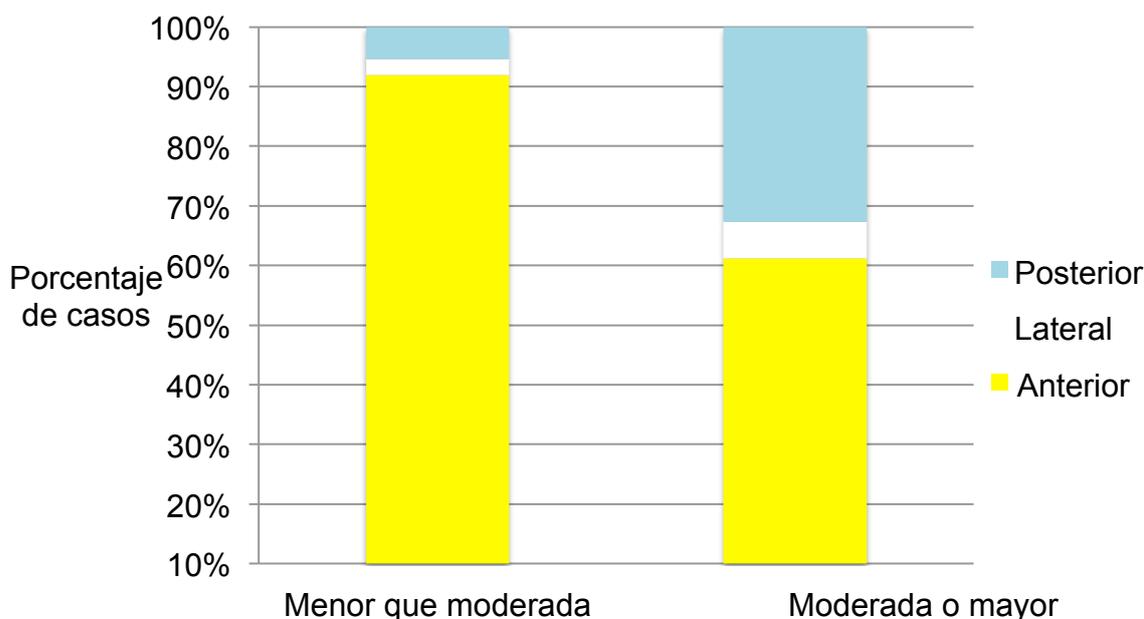
Grado de actividad

El objetivo de toda artroplastia es sustituir de forma eficaz un articulación alterada para así disminuir el dolor derivado de dicho daño y recuperar la función previa al mismo. Tradicionalmente el alivio del dolor ha sido la principal meta perseguida por el paciente y el cirujano al hablar de artroplastia de cadera. Sin embargo, a medida que la técnica de la artroplastia de cadera ha mejorado y las complicaciones han disminuido, el alivio del dolor con la cirugía se da cada vez más por hecho y va perdiendo relevancia, mientras que una buena función física es cada vez más importante para el paciente a la hora de considerar los resultados de una prótesis y su nivel de satisfacción tras la misma (199, 200). Por ello, la búsqueda de esta buena función es constante por los cirujanos, apoyándose, además de en una buena técnica quirúrgica, en guías de tratamiento

e información para el paciente o programas de rehabilitación hospitalarios o domiciliarios que se sabe aumentan la función en pacientes con este tipo de implantes (201, 202). Existen diferentes escalas empleadas para valorar el grado de actividad física tras una ATC. Desde cuestionarios genéricos para la valoración de pacientes con artrosis como el Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index (WOMAC), hasta escalas más específicas como la de Harris o la de Merle D'Aubigné, empleadas por norma general para cualificar los resultados después de la artroplastia de cadera (31, 203). Aunque han seguido apareciendo métodos renovados a tal fin, es difícil determinar cual se ajusta mejor a las necesidades de cada trabajo (204). En nuestro caso, aunque para la valoración global del paciente se empleó la escala de Merle D'Aubigné, se decidió emplear una escala exclusiva para el grado de actividad física. Como las existentes no se ajustaban bien a lo precisado o eran demasiado complejas, se optó por utilizar una de elaboración propia, que ha sido descrita con anterioridad.

En nuestra serie, la actividad física posoperatoria fue satisfactoria. Con una media de evolución de la serie superior a 13 años, más de un 60% de los pacientes presentaban una actividad física moderada o fuerte, un anecdótico 2% tuvieron una actividad de semisedentarismo y ninguno una actividad totalmente sedentaria. Como se mostró en la figura 54, el grado de actividad dependió, entre otros factores, de la edad. Los pacientes más jóvenes fueron los que tuvieron más actividad física. También pudimos comprobar que la vía de abordaje pareció influir en la capacidad física. Aunque no se detectó significación estadística, entre los pacientes con mayor grado de actividad física, existía una mayor proporción de intervenciones por vía posterior (figura 96).

Figura 96. Distribución de casos (en %) en función de la actividad física y del abordaje.



Dado que la escala empleada para la valoración de la actividad física fue propia no disponemos de estudios para comparar nuestros resultados respecto a este parámetro. Sin embargo, como ya hemos mencionado, si revisamos otros trabajos publicados durante los últimos años, observamos que tanto las cifras de supervivencia, como los resultados funcionales son, en muchos casos, equiparables a los nuestros (38, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46).

Escala de Merle D'Aubigné (dolor, movilidad y marcha)

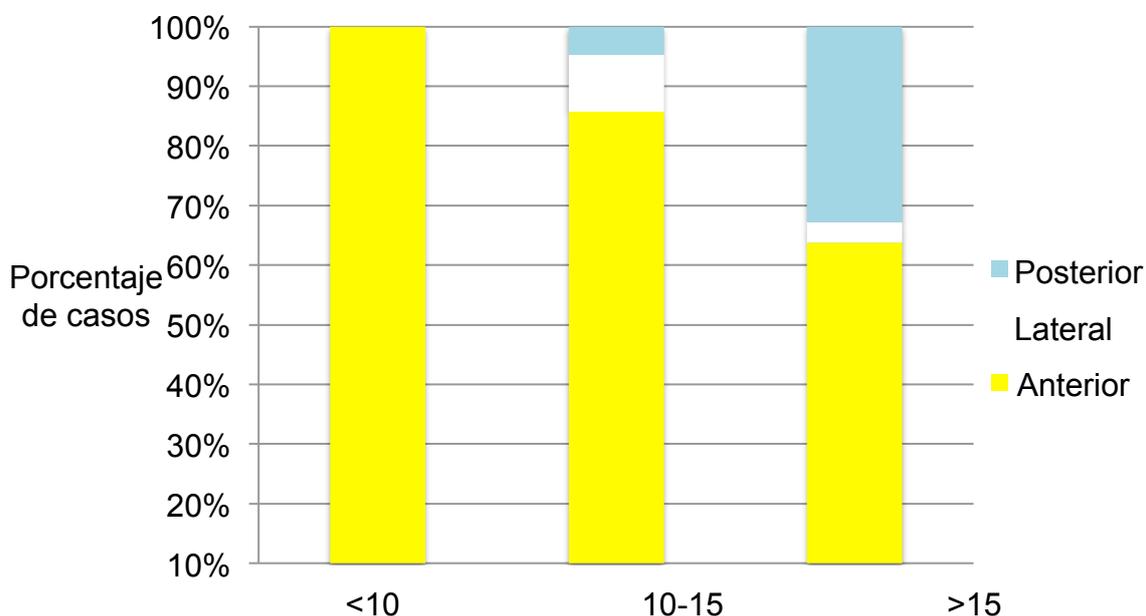
Como hemos dicho anteriormente existen diferentes sistemas para medir los resultados en ATC y varias escalas que intentan establecer el dolor residual, la capacidad funcional y el grado de satisfacción del paciente. Aunque en algunas ocasiones se ha utilizado cuestionarios genéricos como el WOMAC, empleado en pacientes con artrosis, o el SF-12, que valora la calidad de vida en pacientes enfermos, con el tiempo se han hecho necesarios métodos de valoración de

resultados específicos para pacientes intervenidos de ATC. La escala de Merle D' Aubigné puede considerarse el primer sistema de valoración aceptado de forma global y que lleva usándose más de 50 años (31, 205). Pero ha habido muchos más. Un sistema universalmente aceptado es el denominado Harris Hip Score (HHS) presentado por dicho autor hace ya varias décadas, con gran aceptación, especialmente en la literatura anglosajona (203). A finales del pasado siglo se acordó entre varias sociedades internacionales la aceptación del protocolo de Johnston para el seguimiento de estos pacientes. Sin embargo, su complejidad y la no inclusión de la opinión del paciente, hace que no se haya incorporado plenamente a la literatura actual (32). Además de estos tres sistemas de referencia, varios intentos de mejorar su estructura han aparecido en los últimos años con suerte desigual (204). En nuestro trabajo hemos decidido usar la escala de Merle D'Aubigné por varios motivos: primero, es una escala de validez contrastada y que lleva usándose muchos años, segundo, es la escala que se empleó en la recogida de datos del protocolo de seguimiento de ATC de nuestro hospital y tercero, es una herramienta suficientemente válida para comparar nuestros resultados con otros trabajos. Aunque uno de los defectos que se le ha achacado es que no incluye la opinión del paciente creemos que este aspecto, por subjetivo y heterogéneo, no es especialmente útil para la comparación de nuestra serie con otras.

En la figura 58 del capítulo de Resultados podemos ver la distribución de la puntuación de nuestra serie en relación con la edad, el IMC y los años de evolución. Llama la atención, en primer lugar, la propia puntuación: 15,22 . No parece, a priori, una puntuación demasiado alta. A juzgar por los datos podría tener que ver con la edad media del paciente en el momento de la cirugía. De hecho, sobre el perfil de la gráfica destaca una elevación de la edad media del paciente en zonas de baja puntuación (75-80 años de edad del paciente para una puntuación de 11). Creemos que es predecible que los pacientes más ancianos no tengan resultados tan buenos como los jóvenes y existen, de hecho, varios trabajos a este respecto: una mayor edad en el momento de la cirugía es un predictor de peores resultados funcionales (206). Por otro lado, al igual que ocurría con el grado de actividad física, hemos observado una disparidad en la

puntuación en función de la vía de abordaje empleada. Aunque no parece ser estadísticamente significativo, la puntuación de la escala de Merle D' Aubigné fue menor en los pacientes intervenidos por vía anterior respecto a las vías lateral y posterior (figura 97). Es posible que la puntuación sea mejor debido a que las vías lateral y posterior ofrecen una mejor capacidad funcional posoperatoria respecto a la anterior. No obstante, existe un sesgo importante: el año de la cirugía primaria. Dado que la mayor parte de las vías laterales y posteriores se realizaron en la segunda mitad del periodo de implantación de la serie, es probable que una mas avanzada curva de aprendizaje y, sobretodo, un menor número de años de evolución justifique estos hallazgos. Lamentablemente no disponemos de la valoración preoperatoria con la misma escala, lo que nos permitiría conocer el grado de mejoría que experimentaron nuestros pacientes tras la cirugía.

Figura 97. Distribución de casos (en %) en función de la escala de Merle D'Aubigné y del abordaje.



Como hemos dicho, el sistema de Merle D' Aubigné es suficientemente válido a la hora de comparar nuestro resultados con otros trabajos. Es frecuente que otros autores lo escojan como método de valoración, aunque las variaciones en las series pueden restarle reproductibilidad. Realizando una sencilla revisión de la bibliografía de los últimos dos años encontramos varios trabajos que lo emplean (tabla 60) (207, 208, 209, 210, 211). Aunque los datos son similares, nuevamente llama la atención que nuestra puntuación es ligeramente más baja que el resto. Debemos aquí mencionar que, aparte de las razones expuestas en el párrafo anterior, la heterogeneidad de las series y la reproductibilidad del método de valoración hacen que los resultados no sean siempre comparables en su totalidad. Creemos que si dispusiésemos de la valoración preoperatoria, podríamos expresar los datos a modo de incremento de puntuación (tal y como hacen Drobniewsky et al. (209) que sería más comparable que emplear el valor absoluto.

Tabla 60. Comparación entre la puntuación de la escala de Merle D'Aubigné de nuestra serie y la de otras publicaciones

	Año registro	Años evolución	Merle D'Aubigné
Nuestra serie	2015	13,14	15,22
Sandiford et al. (207)	2014	12,90	16,90
Epinette et al. (208)	2013	10,84	18,60
Drobniewsky et al. (209)	2013	9,20	6,80
Cosetto et al. (210)	2012	7,80	16,36
Song et al. (211)	2012	11,40	15

Grado de Charnley (23e)

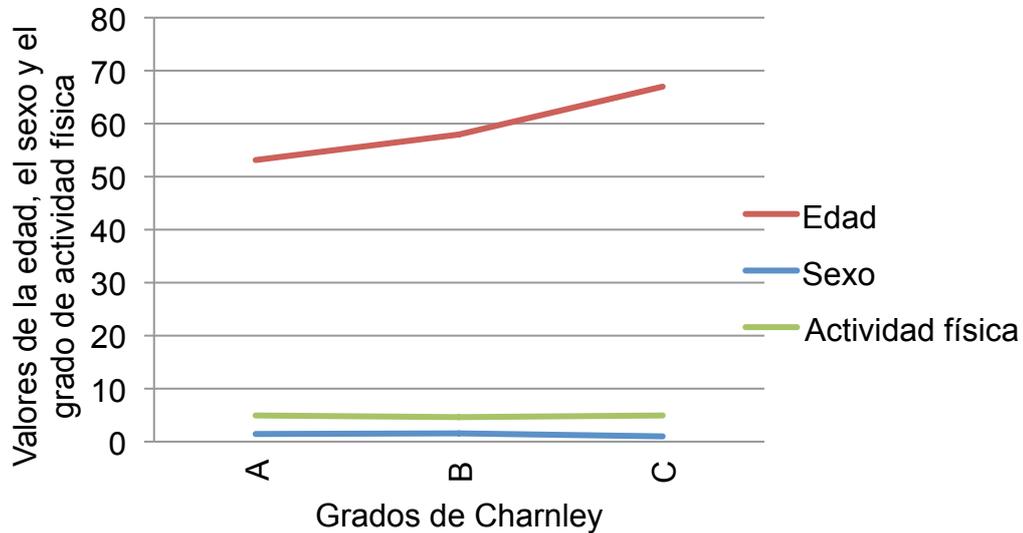
El grado de Charnley surge de una modificación de la escala de Merle D' Aubigné para considerar el grado de afectación de la cadera contralateral (20). Es un parámetro poco empleado en la bibliografía actual y difícil de encontrar en los trabajos que analizan la calidad de vida de los pacientes intervenidos de ATC. No

obstante, creemos que merece la pena considerarlo, ya que es un predictor del resultado de la cirugía. Se sabe que los pacientes que permanecen en un grado de Charnley B o C después de una ATC, bien sea por coxartrosis contralateral o por comorbilidades de entidad, presentan una mejoría clínica y funcional significativamente menor que el resto (212).

La gran mayoría de nuestros pacientes (79,1%) presentaban un grado B de Charnley, lo que corresponde a una afectación de la cadera contralateral, ya sea en una fase artrósica o ya intervenida. Esta cifra encaja con la elevada proporción de bilateralidad en los implantes, es decir, el alto porcentaje de casos de nuestra serie con ambas caderas intervenidas (62,8%). Damos por hecho que el casi 17% restante correspondía a pacientes con coxartrosis contralateral no intervenida. En la figura 59 del capítulo de Resultados representamos este parámetro en función de la edad, el IMC y los años de evolución, tal y como hicimos con la puntuación de la escala de Merle D'Aubigné. En este caso sí parece que existe más proporcionalidad en los resultados, de modo que cuando mayor es la edad del paciente, su obesidad o los años de evolución, más probable es que tenga afectada la cadera contralateral (grado B de Charnley) o alguna comorbilidad relevante (Grado C).

Como hemos dicho, pocos trabajos recientes emplean esta gradación. En un artículo del año 2008, Wagenmakers et al. (213) estudian este parámetro en más de 270 ATC, recogiendo un predominio del grado A (70%). Comprobaron que existía relación estadísticamente significativa entre los grados de Charnley y la edad, la actividad física y el sexo: a más grado de Charnley, mayor edad y menos actividad física. En nuestro caso, aunque no registramos significación estadística, comprobamos como la edad se asociaba a esta escala, no así el sexo o la actividad física (figura 98).

Figura 98. Variación de los valores de edad, sexo y actividad física en función de cada puntuación de la graduación de Charnley.



5.1.2. Valoración de las variables radiológicas

En el presente capítulo entran en discusión las variables correspondientes a la RX y a la TC ya que las propias de la RM son analizadas posteriormente

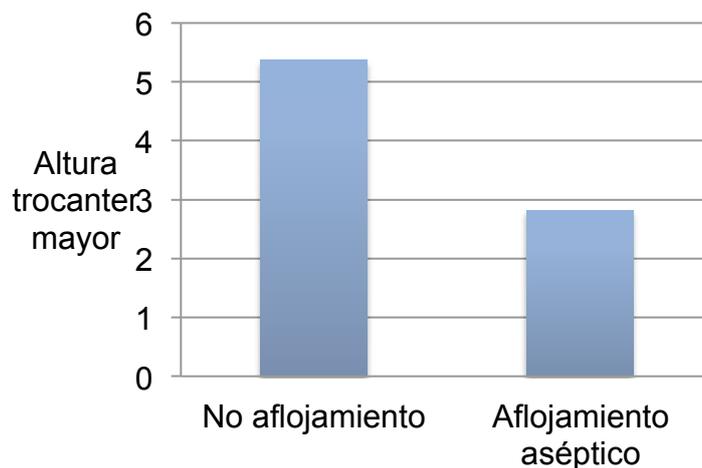
Altura del trocánter mayor

La distancia vertical entre el trocánter mayor y el centro de la cabeza femoral del implante no es un parámetro normalmente medido en las ATC. Habitualmente se mide el “offset” vertical, que es la distancia entre trocánter menor y el centro de la cabeza femoral. Este es un dato importante para valorar la correcta biomecánica del implante. Los motivos de haber tomado como referencia la altura del trocánter mayor fueron varios. En primer lugar, no dispusimos de los datos acerca del “offset” vertical ni medial, ya que en las mediciones posoperatorias de gran parte de la serie no estaba recogido este dato. Asumimos que la altura del trocánter mayor era una medida indirecta del offset que podía sernos útil. En segundo lugar, además de una medición indirecta del offset, este

parámetro puede emplearse como valoración del hundimiento del vástago femoral.

Al analizar los datos encontramos una altura del trocánter mayor de 5,17 mm de media, con un máximo de 26 y un mínimo de -15 mm (tabla 29). Debemos decir que el valor de estas cifras debe tomarse con precaución. En los estudios de nuestro grupo hemos desestimado clásicamente este parámetro: creemos que la gran variabilidad a la hora de realizar las radiografías puede alterar su valor. Como hemos dicho, no encontramos un claro significado a estos resultados, más allá de su relación indirecta con el “offset” vertical y el posible hundimiento del vástago. Creemos que las cifras más próximas al máximo de 26 mm corresponden seguramente a implantes sobredimensionados o a prótesis en las que se ha intentado contrarrestar una potencial inestabilidad con cuellos más largos. Los casos con valores cercanos al mínimo de -15 mm estarán seguramente asociados con hundimiento del vástago. Hemos visto que existe relación significativa e inversa entre la altura del trocánter mayor y algunas variables, como la actividad física, que pueden ser responsable de un mayor hundimiento o asentamiento del vástago. Además, la media del valor para los casos que presentaron aflojamiento del vástago fue de 2,82 mm, prácticamente la mitad de la altura de los casos sin aflojamiento (5,37 mm) (figura 99). Aunque no recogimos significación estadística, la altura del trocánter mayor podría ser un predictor adecuado del riesgo de movilización del vástago. Como veremos al hablar del concepto de HA libre en el fémur, existe relación entre ambos parámetros. Es lógico, dado que ambos son una medición indirecta del hundimiento femoral.

Figura 99. Variación de la altura de trocánter mayor en función del hundimiento del vástago.



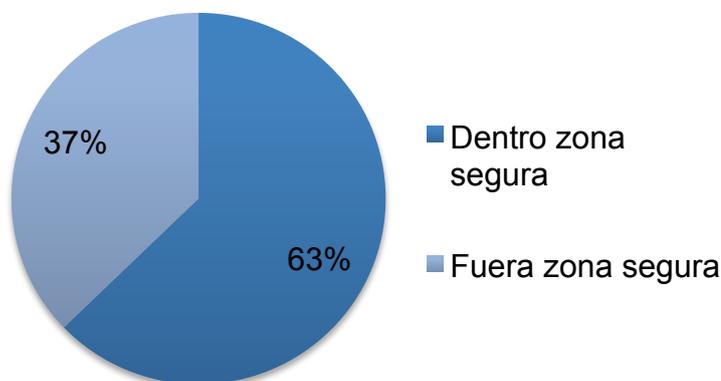
Abducción acetabular

La valoración radiográfica posoperatoria de una ATC puede suponer la toma de numerosas referencias, pero pocas han llegado a tener la importancia de la abducción acetabular. Éste parámetro, que define la verticalidad u horizontalidad del cotilo protésico, está implicado en varios aspectos que pueden condicionar la supervivencia del implante, sobre todo en dos: el riesgo de luxación y el desgaste de los pares de fricción. Diferentes trabajos relacionan una abducción inadecuada con un mayor riesgo de luxación, sobre todo anterior. Se sabe que una mayor inclinación acetabular disminuye la llamada distancia de salto, es decir, la distancia que tiene que recorrer la cabeza femoral para salir de su receptáculo (214, 215). Algo similar ocurre con el desgaste: se ha comprobado que una mayor abducción acetabular supone un mayor desgaste del PE y consecuentemente, una mayor osteolisis, complicación que puede poner en riesgo la supervivencia del implante (82, 88, 89). Para muchos autores la consecución de una adecuada abducción acetabular es fundamental y se basa en lograr una orientación dentro de la llamada zona de seguridad de Lewinnek. Esta

zona, que se sitúa entre los 30° y 50°, se cree que es el rango de abducción donde las posibles luxaciones son menos frecuentes (215). A pesar de su importancia, la abducción óptima no siempre se logra durante la cirugía. Incluso en centros especializados con series largas de pacientes, la abducción acetabular se sitúa entre 30° y 50° solo en un 85% - 93% y entre 30° y 45° en un cifras aún menores (216, 217). Parece ser que algunos factores como el empleo de abordajes mínimamente invasivos, un bajo nivel de experiencia o un elevado IMC pueden dificultar la consecución de dicha óptima abducción (aunque este último parámetro no está tan claro) (217, 218). La poca experiencia del cirujano a la hora de tener en cuenta factores como la anteversión acetabular, la vía de abordaje o la posición del paciente pueden contribuir a errar la orientación (216, 219). Hoy en día, cada vez se le da más importancia a este parámetro y la validez del método exclusivamente manual está bajo debate, por lo que se buscan nuevos sistemas, incluida la navegación, con el objeto de mejorar la orientación del implante (216, 220, 221, 222).

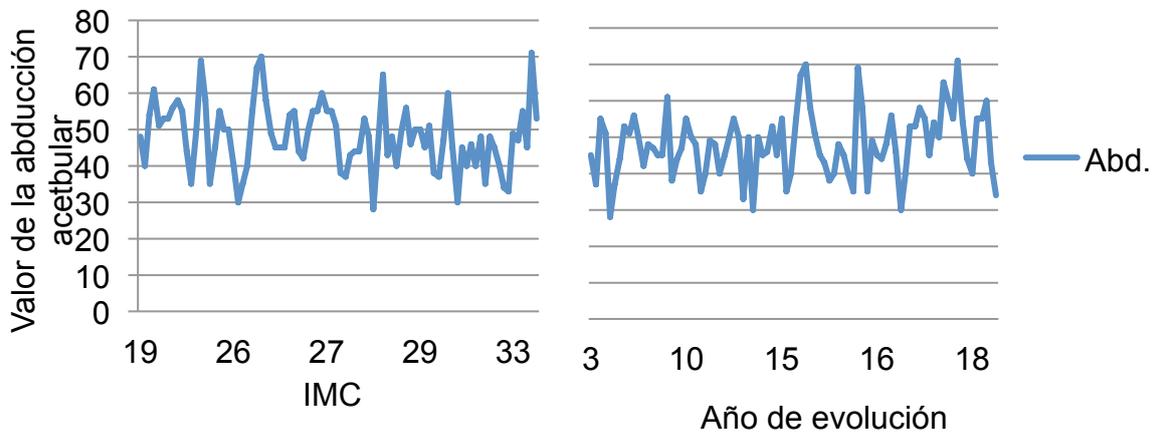
La colocación del acetábulo de nuestros implantes fue, en general, buena, pero con poco margen. Obtuvimos una media de 48,02° de abducción, con un máximo y un mínimo muy dispares, de 71° y 28° respectivamente. Parece ser que la tendencia fue hacia la verticalización del cotilo. La media está cercana al límite superior de la zona de seguridad de Lewinnek. Sin embargo, mientras que el valor mínimo está cerca del límite inferior de esa zona (a solo 2°), el valor máximo se sitúa lejos del límite superior (a más de 20°). De hecho, solo un 63% de nuestros cotilos se colocaron dentro de la mencionada zona de seguridad (figura 100).

Figura 100. Distribución de casos (en %) dentro y fuera de la zona de seguridad de Lewinnek.



Hemos analizado estos resultados en función de algunas variables que han sido considerados en la bibliografía como factores de riesgo para la mal colocación del componente cotoideo (IMC, curva de aprendizaje y vía de abordaje). Pudimos comprobar que en nuestra serie un mayor IMC se asoció a cotilos más verticales en lugar de más horizontales (hallazgo estadísticamente significativo). Por otro lado, aunque en este caso no fue significativo, también existió influencia del año de colocación. Las ATC implantadas hace más años presentaban un cotilo más vertical que las de última colocación, donde la curva de aprendizaje está lógicamente, más avanzada (figura 101). Además, tal y como veremos más adelante, la abducción acetabular presentó en nuestros casos una relación directa y estadísticamente significativa con el desgaste de PE y la osteolisis, formando un trinomio abducción-desgaste-osteolisis que es el eje de esta Tesis. Otras relaciones encontradas durante el análisis estadístico no tuvieron relevancia y parecen ser hallazgos casuales; para muchos otros parámetros, incluyendo la vía de abordaje, no hemos encontrado asociación.

Figura 101. Variación de los valores de IMC, años de evolución y vía de abordaje en función de los grados de abducción acetabular.



Durante los últimos años se han publicado numerosos trabajos que recogen los resultados de distintas series de ATC y en ellos el cálculo de la abducción acetabular es casi una constante. Podemos revisar los de mayor importancia para comparar nuestros datos (tabla 61). Los resultados varían en función del parámetro considerado para analizar la abducción. Si nos fijamos en las abducciones medias publicadas, los datos son mas o menos constantes, con cifras que se mantienen, por lo general entre los 40° y los 50° de abducción (217, 220, 223). Sin embargo, si analizamos la proporción de casos dentro de la llamada zona de seguridad de Lewinnek, los datos son dispares. Esta diferencia en resultados aparece aun en grandes series y es mayor en trabajos con menos casuística. Destacan dos estudios recientes y basados en series amplias. Por un lado, un artículo publicado en el año 2010 por Callanan et al. (217) donde, sobre una serie de más de 1800 implantes, logran una abducción dentro del rango de seguridad de Lewinnek en el 63%. Por otro lado, el trabajo de Barrack et al. (216), publicado en el año 2013: con una serie superior a 1500 implantes, estos autores publican una precisión del 93% a la hora de posicionar el cotilo dentro del mencionado margen de seguridad. Series más pequeñas muestran porcentajes de acierto en la zona segura o sea de 30° a 50° entre el 25,71% y el 85,2% (218, 220, 223, 224). Con semejante variedad de resultados es fácil comprender que

nuestro estudio coincide con trabajos previos, aunque en general vemos que nuestra abducción media se encuentra en el límite alto de las medias publicadas y nuestro porcentaje de aciertos dentro de la zona de seguridad está en el límite bajo del global de trabajos existentes. No hemos encontrado alguna razón lógica para estos resultados, aunque si hemos visto que la posición óptima del cotilo mejora con el paso de los años en la serie (aunque la diferencia no sea significativa) por lo que creemos que la curva de aprendizaje tiene su influencia en este aspecto. Por otro lado, hemos comprobado que en nuestro caso la verticalización del cotilo se asoció predominantemente a bajos IMC, a diferencia de lo que han defendido otros autores (216, 217, 219). Sin embargo, es difícil defender este argumento frente a series mucho mayores, donde la potencia estadística es mayor. Sobre la influencia de la abducción en el desgaste de PE y osteolisis se escribirá con posterioridad.

Tabla 61. Comparación entre la abducción acetabular de nuestra serie y la de otras publicaciones.

	Año registro	Abducción media (°)	Zona de seguridad (%)
Nuestra serie	2015	48,02	63
Saxler et al. (223)	2004	45,80	25,270
Leitchtle et al. (224)	2007	48,70	65,50
Bosker et al. (220)	2007	49,70	85,20
Todkar (218)	2008	44,50	-
Callanan et al. (217)	2011	42,20	63
Barrack et al. (216)	2013	-	93

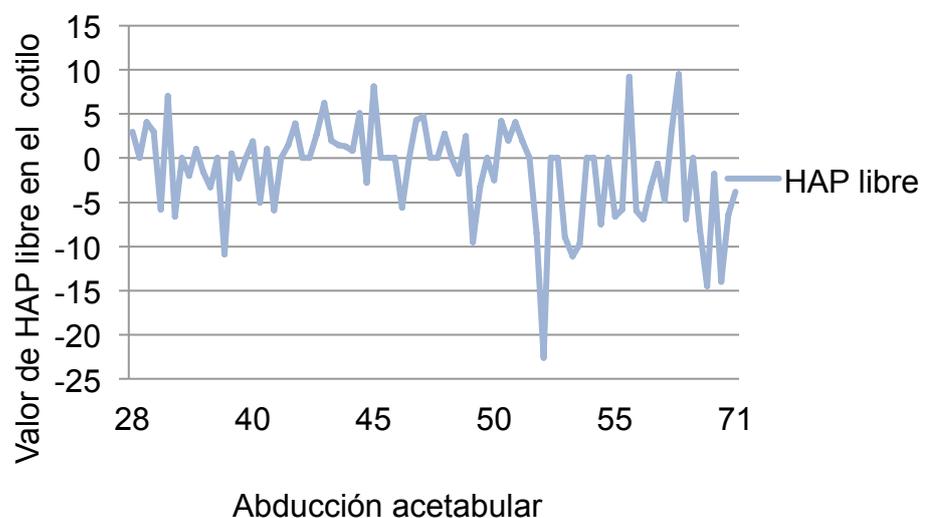
Recubrimiento de HA

Sabemos que el recubrimiento de HA es fundamental para la integración ósea de las ATC no cementadas. Sin embargo, no hemos encontrado bibliografía que analice la importancia que puede tener lograr una cobertura ósea completa de dicha superficie o si el hecho de sobrecubrir la HA supone algún problema

para la supervivencia del implante. La ausencia de bibliografía es, a la vez, el motivo por el que decidimos investigar este aspecto y de que no podamos contrastar nuestro hallazgos.

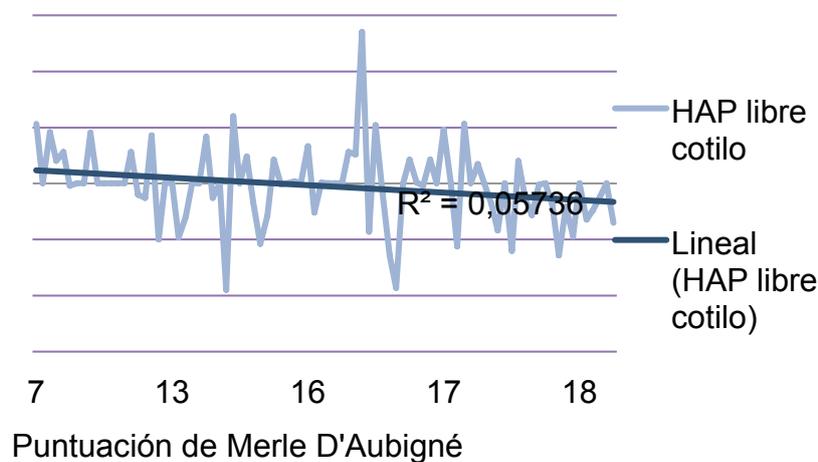
En cualquier caso hemos visto que, tanto a nivel acetabular como femoral, la cobertura de HA fue negativa. Esto quiere decir que una superficie variable de implante sin HA está cubierto por el hueso. Esta cifra fue prácticamente despreciable en el fémur (-0,28 mm) y más elevada en el acetábulo (-1,53 mm). Creemos que estas cifras se relacionan con la posición del implante y los resultados del análisis estadístico realizado refutan nuestra teoría. A nivel acetabular, parece lógico pensar que cuanto más vertical este implantado el cotilo, más cubierta quedará la HA y por tanto menor será el valor de HA libre. De hecho, si colocamos la cúpula acetabular por encima de los 50° de abducción de la zona de seguridad de Lewinnek, una parte de la HA quedará enterrada en el hueso. Por eso creemos que el hecho de presentar, de media, 1,53 mm de HA sobrecubierta en el cotilo está en relación con nuestras cifras de abducción que, como hemos visto, están en el límite superior de lo adecuado. En la figura 102 se observa como a medida que aumenta la abducción acetabular, se reduce la HA libre. Por encima de 50°, la HA libre en el cotilo es casi siempre negativa.

Figura 102. Variación de los valores de HA libre en función de los grados de abducción acetabular.



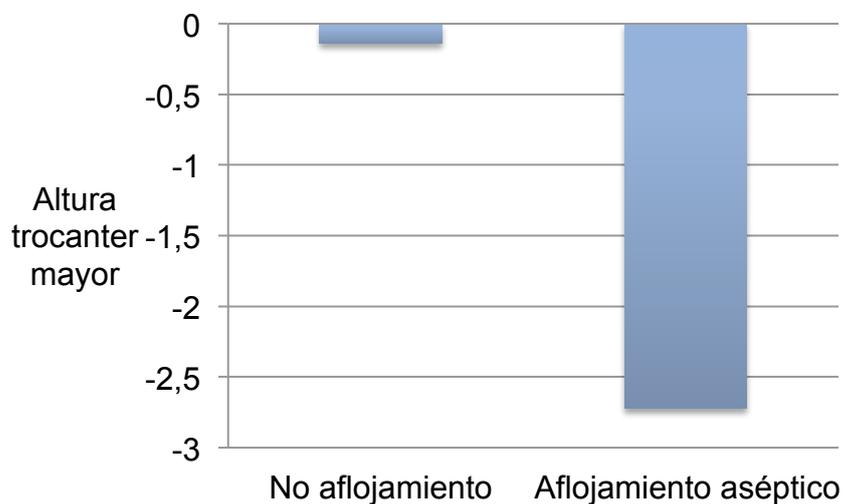
A nivel femoral creemos que la HA libre puede ser, al igual que lo era la variable altura de trocánter mayor (Rx1), un predictor del hundimiento del vástago femoral. De hecho, hemos comprobado que en nuestra serie existe una relación estadísticamente significativa entre la HA y variables relacionadas con la sobrecarga del implante, como la actividad, la marcha o la puntuación en la escala de Merle D'Aubigné (figura 103).

Figura 103. Variación de los valores de HA libre en función de el grado de actividad física y la puntuación de la escala de Merle D'Aubigné.



Es probable que una mayor actividad física favorezca un hundimiento o, cuanto menos, una asentamiento del vástago femoral, causando así una HA libre negativa, es decir, sobrecubierta por el hueso. Aunque no eran estadísticamente significativas, encontramos diferencias en el valor medio de HA libre en fémur entre los vástagos aflojados de nuestra serie y el resto de prótesis sin hundimiento. Recogemos esa diferencia en la figura 104, que resulta similar a la figura empleada al hablar de la altura de trocánter mayor: más cantidad de HA libre negativa o sobrecubierta por hueso en los vástagos aflojados. De hecho también encontramos significación estadística entre ambas variables: a mayor HA libre, mayor altura de trocánter mayor. El resto de parámetros con asociación estadística que encontramos tienen significado para nosotros.

Figura 104. Variación de la HA libre en fémur en función del hundimiento del vástago.



Como hemos dicho, no hemos encontrado bibliografía que estudiase estos aspectos, más allá de la que hemos revisado previamente acerca de la abducción acetabular y el hundimiento o aflojamiento del vástago. Esto hace que no podamos comprobar si estas teorías son reproducibles y nos hace pensar que éste puede ser un buen foco de futuras investigaciones. De hecho, como se mencionó con anterioridad, la variabilidad en las proyecciones radiológicas hizo que este parámetro fuese descartado en trabajos previos de nuestro grupo.

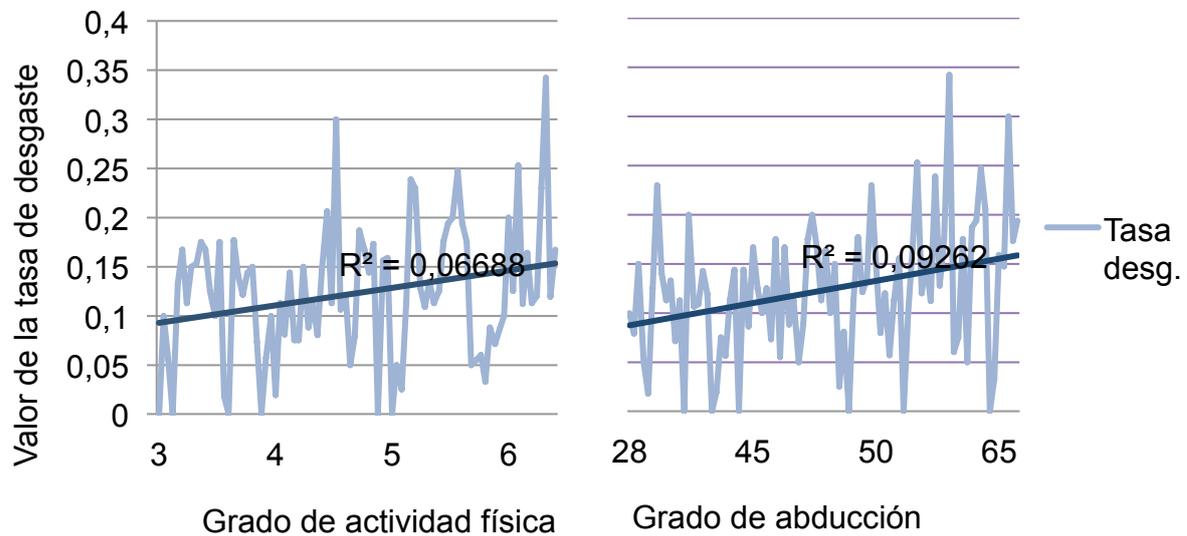
Tasa de desgaste de PE

Como hemos mencionado en alguna ocasión, el eje desgaste de PE – osteolisis es la base de esta Tesis, por lo que éste es un aspecto que conviene clarificar bien. En los pares de fricción que incluyen PE, éste se desgasta, eso es indudable. Las sucesivas generaciones de este componente y los importantes avances alcanzados hasta llegar a los actuales UHMWPE ó HXLPE mejorados, por ejemplo, con vitamina E, han conseguido reducir las cifras de desgaste a niveles muy bajos, pero el fracaso del PE a largo plazo sigue siendo un problema (62, 63, 64, 65). Esto es debido a que el desgaste del PE no depende solamente de las propiedades físico-químicas del mismo. Factores dependientes del

paciente, del implante y de la técnica quirúrgica modifican la tasa de desgaste de esta pieza. Innumerables trabajos has buscado multitud de factores que puedan asociarse a dicho desgaste en un esfuerzo por reducirlo, tal y como mencionamos en el capítulo de Introducción y analizaremos nuevamente al discutir los resultados en este apartado (60, 77, 78, 79, 80, 81, 82, 83, 84, 86, 87, 88, 89, 91, 92, 93). Si el hecho de que el desgaste depende de distintos factores esta demostrado, no lo está tanto el papel que la degradación de este plástico juega en la etiopatogenia de la osteolisis. Aunque muchos autores recogen en sus trabajos una asociación directa entre la tasa de desgaste y la magnitud de la enfermedad osteolítica, para otros esta relación no parece tan evidente (60, 78, 84, 94, 95, 96, 97). Nuestras aportaciones en la posible relación entre la osteolisis y el desgaste de PE serán discutidas al hablar de los resultados referentes a la osteolisis, más adelante.

Tras medir el desgaste del PE según la técnica mencionada en el capítulo de Material y Método, calculamos la tasa anual de desgaste, que en nuestra serie fue de 0,1229 mm / año. El desgaste siguió una distribución bastante simétrica, con una desviación típica de 0,06. El mínimo desgaste registrado fue el desgaste nulo y la máxima tasa, aunque triplica la media, entra dentro de lo previsible (0,34). Como veremos son datos próximos a los publicados por otros autores. La información mas importante se obtuvo, no obstante, al aplicar los test estadísticos pertinentes. Encontramos una relación entre la tasa de desgaste del PE y varias variables que podrían considerarse que influyen en la misma: la actividad física, la marcha y la abducción acetabular. Las tres con un coeficiente de correlación superior a 0,25 y una p inferior a 0,05 y, por tanto, con una asociación débil - moderada y estadísticamente significativa. En la figura 105 representamos gráficamente la relación de la actividad física y la abducción acetabular con la tasa de desgaste de PE.

Figura 105. Variación de los valores de la tasa de desgaste en función de el grado de actividad física y de los grados de abducción acetabular.



Demostramos, por tanto, la existencia de un desgaste de PE cuantificable y determinado por factores físicos. Nuestras cifras de desgaste de PE son similares a las observadas en varias publicaciones aunque las cifras de desgaste de PE recogidas en la bibliografía son variables. Curiosamente nuestra tasa de desgaste se aproxima a la publicada por Charnley en el inicio de los implantes de su artroplastia el pasado siglo (0,15 mm/año) (60). Otra similitud a la que conviene hacer referencia es la que surge al comparar nuestra tasa con el desgaste recogido en una Tesis doctoral elaborada hace años en nuestro mismo hospital, pero con otra serie de casos y otro modelo protésico (la artroplastia de baja fricción de Charnley). En ese trabajo, realizado sobre 70 implantes, se calculó una tasa de desgaste de 0,12 mm / año, muy cercana a la del presente trabajo (225). En general, si revisamos las publicaciones de los últimos 20 años, vemos como las tasas de desgaste con diferentes implantes y PE oscilan entre desgastes prácticamente nulo y tasas máximas próximas a 0,35 mm / año. Este mínimo y máximo que vemos en la literatura coincide casi idénticamente con el menor y mayor valor que hemos recogido en nuestra serie (77, 78, 79, 80). Hemos

realizado una revisión de la bibliografía para conocer en qué medida nuestros datos se ajustan a la literatura existente. Para evitar sesgos buscamos solamente las cifras de desgaste en implantes con cabezas menores a 32 mm y con PE del tipo UHMWPE o HXLPE, como el utilizado en nuestra serie. Basándonos en el artículo de revisión publicado por Kurtz et al. (81) recientemente, hemos elaborado un resumen (tabla 62). En la primera parte de dicha tabla recogemos series que nos han parecido interesantes, algunas por históricas y otras por haber sido mencionadas con anterioridad en el capítulo de Introducción o en el de Material y Método. La segunda y tercera parte de la tabla representan trabajos publicados por cuatro autores, en los últimos 10 años, comparando la tasa de desgaste para dos generaciones sucesivas de PE. Al analizar los datos vemos como nuestras cifras de desgaste se encuentra dentro de las habitualmente publicadas en la bibliografía. Dado que el PE implantado en nuestra serie fue en su gran mayoría tipo UHMWPE, las cifras se aproximan a las de la zona central de la tabla, donde se uso este tipo. Solamente las últimas generaciones de PE, tipo HXLPE, logran cifras de desgaste claramente menores.

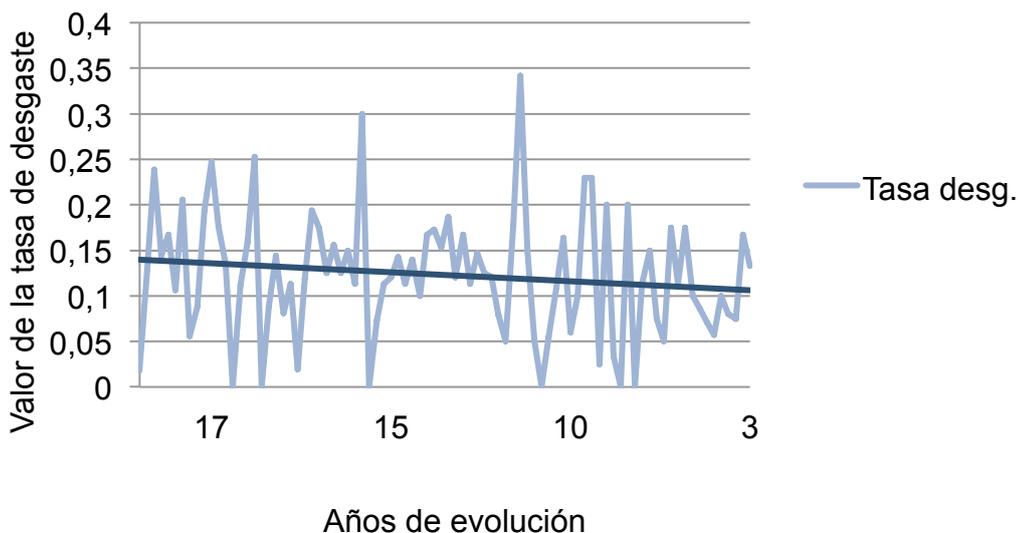
Tabla 62. Comparación entre la tasa de desgaste de nuestra serie y la de otras publicaciones. La referencia bibliográfica mostrada en parte de los autores citados corresponde al mencionado artículo de revisión de Kurtz, del que se ha tomado la información.

	Año	PE	Tasa (mm/año)
Nuestra serie	2015	UHMWPE/HXLPE	0,1229
Suarez (225)	2004	HMWPE	0,12
Charnley et al. (60)	1975	HMWPE	0,15
Wroblesky et al. (79)	1995	HXLPE	0,02
Devane et al. (80)	1997	UHMWPE	0,35
Dowd et al. (78)	2000	UHMWPE	0,18
Martell et al. (81)	2003	UHMWPE	0,2
Engh et al. (81)	2006	UHMWPE	0,2

Beksac et al. (81)	2009	UHMWPE	0,12
Mall et al. (81)	2011	UHMWPE	0,15
Martell et al. (81)	2003	HXLPE	0,12
Engh et al.(81)	2006	HXLPE	0,01
Beksac et al. (81)	2009	HXLPE	0,02
Mall et al. (81)	2011	HXCPE	0,03

Lamentablemente no conocemos la fecha exacta en la que tuvo lugar el cambio de UHMWPE a HXLPE en nuestro hospital y no podemos saber en qué casos se empleó cada uno. Sin embargo, si tomamos como cierta una mayor resistencia de las últimas generaciones de PE, la tasa de desgaste debería ser menor en las implantes colocados más recientemente, ya que son los que llevaran ese tipo de par de fricción. En la gráfica de la figura 106 podemos ver que efectivamente ocurre así. Aunque la diferencia no es estadísticamente significativa, los implantes con menos años de evolución presentaron menor tasa de desgaste.

Figura 106. Variación de los valores de la tasa de desgaste en función de los años de evolución.



La discusión de los resultados referentes a las factores causantes del desgaste exige igualmente revisar la bibliografía. Dentro de las variables dependientes del paciente, los factores enumerados como causales son muchos. De todas ellas, hemos podido demostrar que el desgaste se asocia de forma significativa con la actividad física y la marcha (figura 105). Nos parece lógico pensar que un mayor número de ciclos de movilidad justifica el desgaste del elemento que realiza dichos ciclos, tal y como defienden algunos autores (77, 78, 84). De hecho, consideramos que la relación que se ha encontrado entre el desgaste y parámetros como el sexo y la edad viene dada, en realidad, a través de la actividad física. Si bien nosotros no hemos encontrado asociación con sexo, edad ni IMC es probable que pacientes masculinos, más jóvenes o más delgados tengan una mayor actividad física y, por tanto, un mayor desgaste (60, 82, 83, 84). Creemos que, como defienden Schmalzried et al. (84) *“el desgaste es una función de uso, no de tiempo”*. En lo que se refiere a la composición del PE, se ha demostrado que la mejora de su estructura está proporcionando una mayor duración (77, 79, 80, 81). Muchos autores recogen esta experiencia en sus artículos y nosotros coincidimos en esos resultados. Aunque no disponemos de los datos exactos y el tamaño muestral no nos permite suficiente potencia estadística, nuestra serie reproduce este efecto. Dentro de nuestras futuras intenciones de investigación se encuentra un estudio comparativo entre el desgaste de sucesivas generaciones de PE. Este objetivo se extiende a la intención de comparar el desgaste en función del tamaño de la cabeza femoral. Debido a las características de los casos empleados, no hemos podido llevarlo a cabo en esta ocasión y nos parece interesante entrar en el debate existente al respecto (56, 86, 87). Por otro lado, la mayoría de los autores coinciden en que la inclinación acetabular influye en el desgaste, pero no así el cambio en el centro de rotación del cotilo (82, 88, 89). Aunque no hemos estudiado el centro de rotación, sí hemos demostrado una relación estadísticamente significativa entre el desgaste y la abducción (figura 105), por lo que estamos de acuerdo es que es primordial una buena colocación del cotilo protésico como primer paso para reducir el desgaste y la osteolisis. Nuestra experiencia con el método manual de implante exclusivamente es buena y creemos que el esfuerzo debe enfocarse en primer

lugar al perfeccionamiento de la técnica, antes de valorar el empleo de sistemas auxiliares como la navegación quirúrgica, que debería reservarse para casos concretos. Los resultados referentes a la relación del desgaste con la osteolisis se comentarán más adelante.

Sospecha de osteolisis y localización en pelvis y fémur en RX

El verdadero objetivo de esta Tesis es conocer la potencia diagnóstica de la RM en la osteolisis y, por tanto, centraremos la descripción de la localización de las lesiones en los hallazgos realizados con dicha prueba. No obstante, merece la pena discutir la información que nos proporcionó la RX. Hemos dicho ya que el rol de la radiografía simple en el diagnóstico y seguimiento de la osteolisis es limitado. Aunque sigue siendo un método empleado por muchos cirujanos, dada su eficiencia y disponibilidad, sabemos que su sensibilidad para detectar lesiones líticas es limitada y variable, entre el 35% y el 70%, tanto según las proyecciones empleadas o las zonas estudiadas como en función del propio observador (104, 112, 124, 125, 126). Por ello creemos que, aunque es el primer método para el diagnóstico de la osteolisis, no debe ser el principal.

En más de la mitad de los casos (55,8%), la RX permitió sospechar la existencia de lesiones líticas (tabla 34 y figura 62). Las lesiones se clasificaron siguiendo los, ya clásicos, sistemas de De Lee – Charnley y de Gruen (tabla 35 y figura 63) (149, 150). Más tarde compararemos estos datos con los obtenidos por RM. La afectación pélvica fue bastante uniforme. Aparte de la llamada zona P5 o retroacetabular, que no pudo ser valorada con este método diagnóstico, el resto de áreas se afectaron en un 11,3%-32,6% de los casos, sin un claro predominio espacial. La zona más afectada fue la zona P1 o supraacetabular. Más asimétrica fue la distribución en fémur: solamente las zonas 1 y 7 de Gruen se vieron afectadas (y en cualquier caso no más de un 25% de los casos).

Existen pocos estudios de osteolisis con RX que sean metodológicamente similares al nuestro y comparables. Quizás el más próximo sea el artículo publicado por Zicat et al. en 1995 (148) (tabla 63). En este trabajo donde los autores emplearon RX para la localización de las lesiones, tanto las

características de su serie como la forma de localización de las lesiones se parecen al nuestro. En la figura 11 del capítulo de Introducción se han recogido sus hallazgos, que aparecen recuerdan con más claridad en la figura 107. Registraron a nivel pélvico la afectación en al menos una zona en el 20% de sus casos y de dos o más zonas en un 8,1%. Los casos con sospecha de osteolisis fue prácticamente la mitad que en nuestra serie. Para ellos la zona 3 fue la más afectada, con un 16%. Aunque en nuestro trabajo fue la zona 1 la más dañada, en la zona 3 tuvimos una afectación próxima a la suya, del 11,6%. A nivel femoral en ese trabajo la afectación fue de al menos una zona en un 32% de los casos. La lesión afectación ocurrió exclusivamente en las zonas F1 (trocánter mayor) y F7 (trocánter menor) en un 8% y 30% respectivamente. A nivel femoral, por tanto, nuestro datos coinciden en gran medida con los reflejados en ese artículo, lo que confirma las teorías que insisten en el efecto protector o de sellado que una buena integración metafisaria del vástago proporciona en el fémur.

Figura 107. Localización de lesiones líticas en ATC. Tomado de Zicat et al. (148).

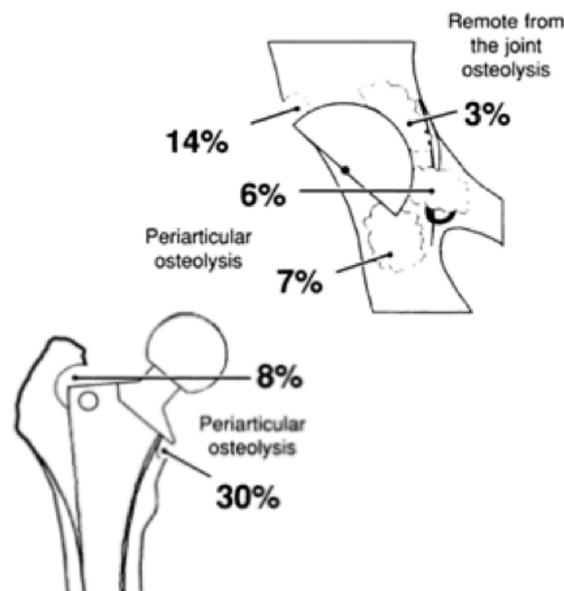


Tabla 63. Comparación entre la localización de las lesiones osteolíticas de nuestra serie y la publicada por Zicat et al. en 1995.(148)

Año	Nuestra serie 2015	Zicat 1995
Sospecha osteolisis (%)		
Total	55,81	20
P1	32,60	14
P2	16,30	-
P3	11,60	16
P4	19,8 0	-
P5	0	0
F1	25,60	8
F7	17,40	30
F2-F6	0	0

Versión acetabular

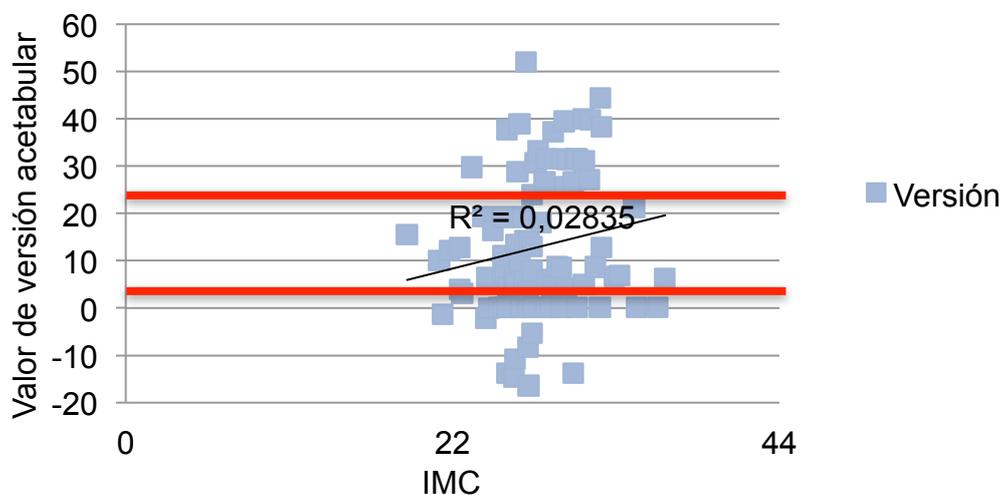
Mientras la abducción se refiere a la orientación de la cúpula cotiloidea respecto a un plano axial, la versión valora su colocación respecto a un plano sagital. Es la segunda variable que controla la posición de este componente y de ahí su importancia. La práctica totalidad de las técnicas quirúrgicas de ATC definen la versión ideal con la que debe implantarse y que suele ser en torno a 15° de anteversión. Los problemas derivados de una inadecuada anteversión son también similares a los del empleo de una incorrecta abducción. La insuficiente anteversión de una prótesis de cadera se asocia a un mayor riesgo de luxación en las vías posteriores y un incremento de la anteversión, dentro de límites razonables, aumenta la distancia de salto y reduce el riesgo de luxación (214, 226). Lewinnek et al. (215) definieron en su trabajo, con la llamada “zona de seguridad”, el rango de anteversión que se considera de seguridad, para evitar luxaciones. Situando los límites de seguridad en 15° +/- 10° de anteversión

comprobaron como la tasa de luxaciones se cuadruplicaba al abandonar dichos límites. Respecto al desgaste del PE, aunque se sabe que la posición de la cúpula acetabular influye en la degradación del plástico, no hemos encontrado ningún artículo que claramente establezca esta relación (82, 88, 89). Por ello nos ha parecido interesante analizar este punto. Calcular la versión acetabular no siempre es tarea fácil. Tradicionalmente tanto la abducción como la versión se calcularon empleando radiografías simples. Si bien, para la abducción sigue siendo un método válido, los estudios radiográficos convencionales no son suficiente para un adecuado cálculo de la versión acetabular. Las diferentes proyecciones y algoritmos no son suficientes para lograr una precisión clínica y las técnicas tridimensionales parecen las únicas capaces de ofrecerla, básicamente la TC (176). Aunque la RM se usa para valorar la versión en pacientes sin ATC, no hemos encontrado trabajos acerca de su empleo en pacientes con implante (227). Nos planteamos emplear este método en aquellos casos donde no dispusimos de TC. Si es difícil medir la versión acetabular, lograrla en quirófano parece más complicado aún. Tal y como ocurre con la abducción, lograr una adecuada versión acetabular resulta más complejo de lo que parece. Aunque lo repasaremos al comparar nuestros resultados, al revisar la bibliografía hemos observado que la consecución de una versión óptima se logra solo en un 40% - 80% de los casos (216, 217, 218, 220, 223, 224). Dado la relación de este parámetro con la abducción acetabular, los factores que provocan estos pobres resultados son similares y a menudo se analizan conjuntamente. Fundamentalmente, las vías de abordaje con difícil exposición y el nivel de experiencia, son las variables más importantes a este respecto. Parece que existe también influencia del IMC y la obesidad aunque no está definitivamente corroborado (216, 217, 218, 219). Nuevamente, soluciones como la navegación quirúrgica aparecen en el horizonte para ayudar a resolver el problema de la incorrecta colocación de la cúpula acetabular (216, 221, 222).

En primer lugar debemos mencionar que solo 52 de los 86 casos disponían de TC y, de ellos, solo 26 estuvieron disponibles o fueron de la calidad adecuada para el cálculo de la versión. Reconocemos que este dato, unido a la utilidad no contrastada de la RM empleada para medir los otros, resta validez a nuestros

resultados. Sea como fuere, dentro de las 86 ATC, se logró una versión de $15^\circ \pm 10^\circ$ en un 38,4% de los casos (con una media de $12,87^\circ$). Llama la atención una desviación típica muy marcada con unos valores mínimos y máximos alejados entre sí más de 60° , lo que indica de los valores recogidos presentaron una gran dispersión. Creemos que parte de esta variabilidad es debido a la propia colocación del implante y en parte debido a haber utilizado dos métodos diagnósticos, siendo uno de ellos la RM, con el artefacto que la ATC supone. Al aplicar análisis estadísticos encontramos dos cosas relevantes. Por una lado una relación estadísticamente significativa con el IMC. A mayor índice, mayor anteversión, aunque ello no implique necesariamente una versión fuera de la zona de seguridad. De hecho, si analizamos el grupo de pacientes con IMC superior a 30, vemos que la anteversión media es de $17,6^\circ$ y el porcentaje dentro de la zona de seguridad de 28,5% (figura 108).

Figura 108. Variación de los valores de la versión acetabular en función del IMC.



Por otro lado, encontramos una relación inversa con la abducción. Parece ser que una mayor abducción implica menor anteversión. Posiblemente sea debido a la conjunción de la vía de abordaje y la anatomía acetabular pero no lo hemos comprobado y precisaría más estudios al respecto. Por último, en la figura 64 se recoge la versión acetabular lograda en función de la vía de abordaje. Pese a que a este nivel no hemos encontrado significación estadística, la figura resulta muy

explicativa. Vemos como en las vías anteriores predominó una falta de anteversión y en las posteriores un exceso de ella. Pensamos que esto tiene su origen en la técnica quirúrgica. Cuando el cirujano coloca el acetábulo por vía posterior, trata de defenderse de la luxación posterior y dota a la cúpula de mayor anteversión. De igual modo, la protección frente a la luxación anterior supone una versión ligeramente menor de lo habitual en las vías anteriores.

En la tabla 64 recogemos los datos de versión acetabular publicados por los principales autores que han abordado este tema durante los últimos diez años. En general vemos que nuestro porcentaje de acierto dentro de la zona de seguridad es menor y lo es sobretodo a expensas de una menor versión acetabular. Dado que antes hemos observado como parece estar influenciado por la vía de abordaje, el predominio de la vía anterior en nuestra serie puede justificar parte de esta desviación. Nuestras cifras constatan por tanto la dificultad para lograr una adecuada versión de forma manual y la enorme variabilidad de las mismas que también se han publicado en otros trabajos.

Tabla 64. Comparación entre la versión acetabular de nuestra serie y otras publicaciones.

	Año registro	Abducción media (°)	Zona de seguridad (%)
Nuestra serie	2015	12,87	38,4
Saxler et al. (223)	2004	27,30	43,8
Leitchtle (224)	2007	18,60	65,5
Bosker et al. (220)	2007	16	82,7
Todkar (218)	2008	11,60	-
Callanan et al. (217)	2011	12,7	79
Barrack et al. (216)	2013	-	86

Respecto a los factores implicados en la versión, coincidimos con las hipótesis de otros investigadores de forma parcial. En primer lugar, si bien es cierto que hemos

visto una relación entre mayor IMC y mayor versión, no podemos confirmar que en personas obesas sea más difícil lograr una versión óptima, pues los datos en ese grupo de pacientes son similares al resto. Nos sumamos por tanto a la controversia: no todos los autores tienen claro este punto (216, 217, 218, 219). En segundo lugar, creemos que la vía de abordaje influye de forma significativa en la versión acetabular. Aunque no hemos podido demostrarlo, sí hemos comprobado como las vías posteriores implican componentes con mayor anteversión. Al igual que con la obesidad, en el grupo de vías posteriores el 35% de los cotilos estaban dentro de la zona de seguridad y la media fue de 21,51°. Las vías posteriores suponen mayor anteversión, pero no necesariamente una anteversión inadecuada.

5.2. Valoración de las características de la osteolisis mediante resonancia magnética

El estudio de la osteolisis basado en RM constituye la base de esta Tesis y creemos que merece dos apartados exclusivos dentro de la Discusión: uno referente a sus características y otro a sus factores causales. A lo largo de la Tesis hemos recordado que la “enfermedad de las partículas”, como también se la conoce, es una complicación muy frecuente en las series de ATC de larga evolución y así lo hemos comprobado en nuestro propio grupo de estudio. Es considerada, hoy en día, la principal causa de aflojamiento aséptico y el mayor obstáculo para la supervivencia de dichos implantes más allá de los 15 años (55, 98, 99, 100, 101, 104, 105, 109). Esta importancia se hace patente en el gran número de trabajos que durante los último veinte años han intentado conocer esta enfermedad y profundizar en su etiopatogenia, su diagnóstico y su tratamiento. Su etiopatogenia ha sido estudiada hasta llegar a la conclusión de que se trata de una combinación de factores extrínsecos o derivados del implante e intrínsecos o derivados del propio paciente (110, 111, 112, 113, 114). La discusión de nuestros resultados referentes a los factores impulsores de la osteolisis se realizará en el apartado siguiente. En cualquier caso, desde el punto de vista práctico y quirúrgico, la mayoría de los trabajos se han centrado en lograr un diagnóstico

válido y preciso de sus características en tiempo y espacio, que es lo que guiará al cirujano para su tratamiento. Aunque la etiopatogenia ha sido analizada profusamente, en el conocimiento de la historia natural de la enfermedad sigue habiendo muchas lagunas. Creemos que un conocimiento de su patrón de progresión temporal y geográfico permitiría primeramente, hacer un diagnóstico temprano que asegurase un tratamiento precoz y en segundo lugar, que dicho tratamiento fuese lo más preciso y eficiente posible. De esa creencia surgen los objetivos de esta Tesis. Centrándonos en el diagnóstico, se ha confirmado como para la detección de la osteolisis, a día de hoy, la RM es la prueba preferida por la gran mayoría de los autores. La RX sigue siendo útil para un diagnóstico básico de la osteolisis y la TC es especialmente útil para el cálculo volumétrico del tamaño de las lesiones. Sin embargo, se ha demostrado que la RM supera ampliamente tanto a la TC como a la RX en sensibilidad, resolución especial y valoración de partes blandas, evitando, además, la pérdida de precisión en función de la localización de la lesión y la iatrogenia en forma de radiación, características de esas otras pruebas (tabla 65) (125) (112, 125, 127, 131, 133,

Tabla 65. Sensibilidad de Rx, TC y RM en función de la localización de las lesiones. Tomado de Walde et al. (127).

Lesion Location (number of lesions)	Mean Lesion Size (cm ³)	Sensitivity (percent)			p Value
		Radiograph	CT	MRI	
Ilium (24)	9.0 ± 7.2	83.3	100	91.6	0.11
Pubis (22)	4.4 ± 2.8	63.6	59.1	100	< 0.01*
Ischium (20)	6.4 ± 3.9	55.0	70.0	100	< 0.01*
Posterior rim (21)	4.2 ± 3.1	0	66.7	90.4	< 0.01†

*MRI sensitivity different from CT and radiograph sensitivity; †MRI and CT sensitivity different from radiograph sensitivity.

134, 136, 137, 138, 139).

La valoración de la osteolisis periprotésica con RM no está, no obstante, exenta de problemas. El artefacto generado por el implante metálico puede dificultar la visualización correcta de las lesiones. Sin embargo, algunos autores han trabajado en este aspecto e incluso han desarrollado protocolos de radiodiagnóstico que son útiles y reproducibles, y que ya han sido comentados

(131, 132, 138, 141, 142). Con una adecuada técnica es posible reducir el artefacto metálico de forma significativa y suficiente para el estudio de la lisis, como hemos podido comprobar nosotros mismos en este trabajo. Por todo ello, hoy en día, la RM puede considerarse como la prueba “gold standard” en la valoración de la osteolisis periprotésica de cadera (127, 131, 132, 134, 138, 140) (132).

Localización de las lesiones y tipo de localización

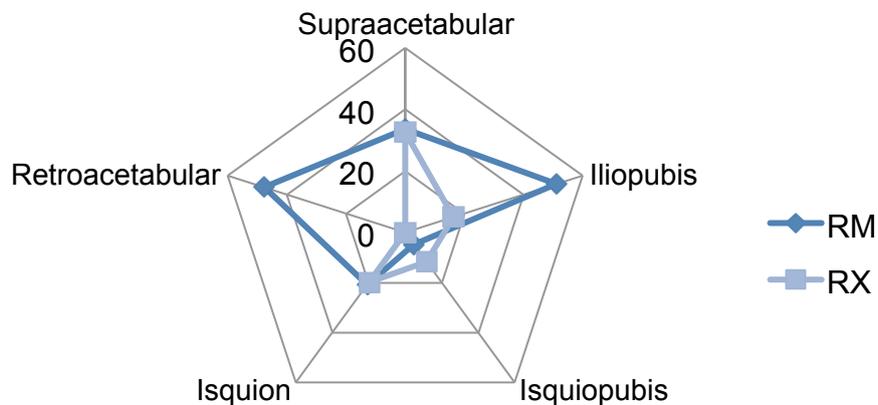
El análisis de la osteolisis con RM ofrece mucha información. Tanto es así, que durante los últimos años han surgido muchos trabajos que analizan el patrón temporal y espacial al que hacíamos referencia, aunque de forma dispar. Solo unos pocos autores abordan la progresión temporal de la osteolisis. En estos trabajos se ha demostrado que las lesiones se inician de forma temprana y crecen más o menos de forma constante y proporcional a factores como el desgaste del PE y el propio tamaño de las lesiones (116, 118, 143, 145). En lo referente a la evolución en el tiempo es recurrente el artículo de Schmalzried et al. donde se insiste: *“el desgaste es una función de uso, no de tiempo”*, que ya hemos analizado (84). Si revisamos los trabajos referidos a la localización geográfica de las lesiones, vemos que el número de publicaciones es abundante, teniendo en cuenta el relativamente poco tiempo que se lleva investigando este tema. No obstante, la cantidad de publicaciones con rigor científico y bases sólidas que analizan adecuadamente las lesiones es mucho menor. Publicaciones como las de Zicat et al. y Kitamura et al. analizan la localización de las lesiones osteolíticas a nivel pélvico y otros trabajos hace lo mismo a nivel femoral (148, 151, 152, 153, 154, 159). Incluso, algunos trabajos analizan la localización de la lisis, pero en función de las características del implante (147). Usaremos esos resultados para comparar nuestros propios hallazgos. A la hora de valorar la magnitud o gravedad de la enfermedad las opciones son varias. Algunos autores decidieron basarse en la medición del tamaño de las lesiones en RX, aunque no tenemos claro la validez de ese método, dado el carácter bidimensional de las radiografías y su conocida falta de sensibilidad (116). La mayoría basaron la categorización de la enfermedad en la TC y su capacidad para realizar mediciones volumétricas (118,

144, 151). Sin duda esta parece la opción más razonable pues proporciona una idea tridimensional del volumen de la enfermedad aprovechando la ventaja de la TC en este campo. En nuestro caso, no disponíamos de un estudio de TC fiable en suficientes casos, así que basamos nuestra cuantificación en la RM. Dado que no encontramos ninguna publicación al respecto, decidimos cuantificar la gravedad de la enfermedad en función del número de zonas afectadas, dado que la RM nos permite diagnosticar lesiones hasta en un total de 5 zonas pélvicas y 7 femorales.

En la tabla 39 y la figura 66 del capítulo de Resultados se recoge la afectación de cada una de las zonas pélvicas y femorales de forma detallada. A nivel pélvico las zonas afectadas que se lesionaron más frecuentemente, de acuerdo con la clasificación propuesta y basada en la de De Lee – Charnley, fueron, de mayor a menor porcentaje de afectación: la rama iliopubiana, la región retroacetabular, el ilion supraacetabular, el isquion y la rama isquiopubiana. Primeramente, debemos destacar la enorme frecuencia de lesiones líticas que hemos registrado: de las cinco zonas pélvicas existentes, tres se afectaron en más de un tercio de los pacientes. En segundo lugar, observamos que las zonas más afectadas son las que rodean al acetábulo por su región anterior y posterior, es decir las zonas P2 (rama iliopubiana) y P5 (retroacetabular), seguidas de la zona proximal al cotilo, la P1 (supraacetabular). Esto nos da una idea de cómo se desarrolla la osteólisis: centrífugamente desde el centro del espacio articular, y no necesariamente siguiendo la gravedad. Las zonas iliopubiana y retroacetabular se afectan por contigüidad, desde la periferia del acetábulo, siguiendo lo que posteriormente analizaremos como un patrón periférico. Por su parte, las zonas retroacetabular y supraacetabular también pueden afectarse en relación a los tornillos acetabulares, siguiendo un patrón que denominaremos central. Las zonas donde el líquido intrarticular presenta más presión son las zonas que rodean al par cabeza-PE, de ahí que las lesiones tengan lugar en esas tres zonas y no tanto en las zonas distales de isquion y rama isquiopubiana. Además, a ese nivel la resistencia del límite del espacio articular es menor, dado que el hueso esponjoso pélvico es más débil y en ocasiones está perforado por tornillos. Estas localizaciones coinciden dentro de los conceptos de “espacio articular efectivo” y

flujo preferente que hemos explicado. Por último, es destacable que la segunda zona más afectada de la pelvis según la RM (la región retroacetabular, afectada casi en un 50% de los casos) sea una zona que no puede ser valorada con RX, lo que da una idea de la escasa sensibilidad de esta técnica y su carácter localización-dependiente (figura 109).

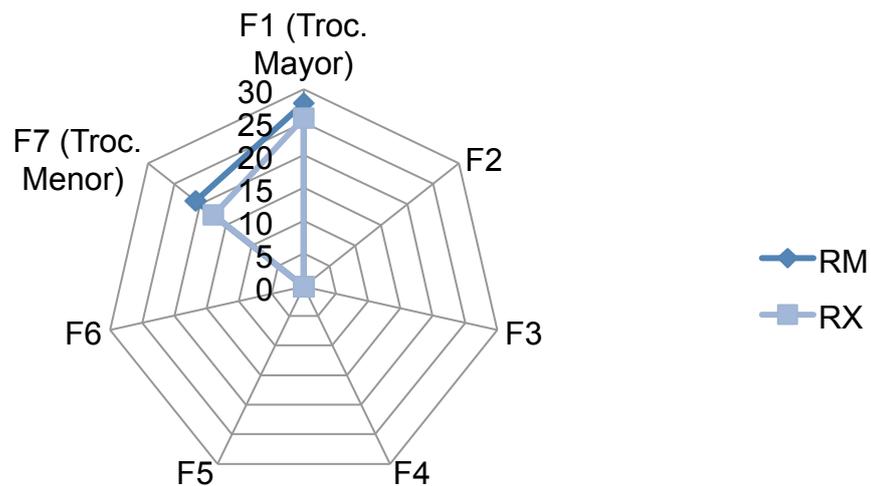
Figura 109. Comparación del porcentaje de afectación en cada zona según la RX y la RM en pelvis.



A nivel femoral la afectación que encontramos fue mucho más polarizada: de las 7 zonas definidas por Gruen, solo se apreció afectación en las dos zonas proximales del fémur, la zona F1 (trocanter mayor) y la F7 (trocanter menor), ambas en una quinta parte de los casos aproximadamente. Por un lado, cabe resaltar que la afectación femoral fue mucho menos frecuente que la acetabular. En cinco zonas no registramos ninguna lesión y en las dos restantes la afectación no superó el 30%. Creemos que estos hallazgos se deben a que sólo esas dos regiones proximales presentan un contacto directo con el líquido intra-articular, mientras que una excelente integración metafisaria del vástago sella completamente el acceso de dicho líquido a zonas más distales. Según los principios explicados para la afectación pélvica, la presión aquí es menor y la resistencia ofrecida por el límite del espacio articular es elevada, dada la buena integración del vástago a nivel femoral. De ahí, que la osteólisis encuentre otro foco de salida antes que este. Por otro lado, podemos comprobar que los porcentajes de afectación a nivel femoral recogidos con RX y RM son bastante

similares. Sin duda, el carácter tridimensional muy importante a nivel acetabular, aquí tiene menos significación y el diagnóstico con RX es más preciso de lo que cabría esperar (figura 110).

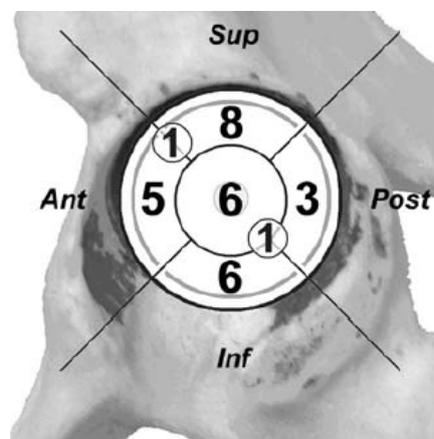
Figura 110. Comparación del porcentaje de afectación en cada zona según la RX y la RM en fémur.



Dado que muchos trabajos basan su hallazgos en la RX, no disponemos de demasiadas publicaciones para comparar nuestros resultados. Concretamente, si nos centramos en estudios con RM de osteolisis después de ATC no cementadas y recubiertas con HA, no hemos encontrado ninguna publicación. Encontramos alguna bibliografía si buscamos estudios basados en TC. Es el caso del trabajo de Kitamura et al. (151), que quizás sea el estudio más comparable a la presente Tesis. En el último caso, emplean el TC para el diagnóstico, sólo valoran la osteolisis pélvica y siguen una sistemática de clasificación diferente a la nuestra. En lugar de usar un esquema basado en las zonas de De Lee – Charnley, clasifican las lesiones según un sistema con cuatro cuadrantes en el acetábulo. Aunque dicho procedimiento no es equiparable al nuestro, pueden hacerse comparaciones. Sus cuatro cuadrantes pueden equivaler a nuestras cinco zonas. Así, la zona superior correspondería a P1 o supraacetabular, la zona posterior sería P5 o retroacetabular, la zona anterior correspondería a nuestra zona P2 o iliopubis y su zona inferior sería la zona P3 o isquiopubis. La zona llamada por

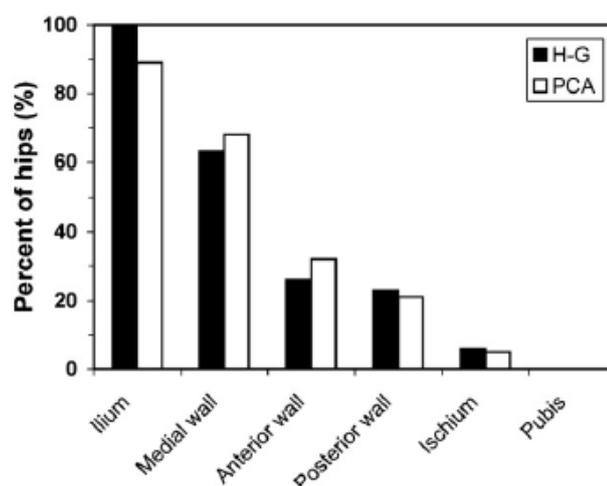
nosotros P4 o isquion no tendría representación en el sistema empleado por estos autores, mientras que la zona central de su esquema tampoco tiene equivalencia en el nuestro. Tras analizar 44 casos con éste método, detectaron osteolisis en un 63,6% de sus casos (figura 111). Encontraron lesiones líticas en todas las zonas analizadas: zona superior (18,2%), zona inferior (13,6%), anterior (11,4%) y posterior (6,8%). Nuestros porcentajes para esas mismas zonas, de acuerdo con la equivalencia propuesta fueron 33,7%, 4,7%, 51,2% y 47,7%. En nuestra serie con RM detectamos algún grado de lesión osteolítica en un 72,1% de los casos, lo que supone una cifra próxima al estudio referido anteriormente. Sin embargo, puede observarse que los resultados son diferentes en cuanto a cifras de afectación por zonas. Esto puede deberse a varios factores. En primer lugar, más de un 13% de los casos, considerados como centrales en su estudio, no tienen equivalente en el nuestro. Aunque seguiría habiendo diferencia, de sumar esos casos a los porcentajes anteriores, sus cifras se parecerían más a las nuestras. En segundo lugar, como ya hemos escrito, la sensibilidad de la RM para estas lesiones es mayor que la ofertada por el TC, sobretodo en localizaciones concretas. Esto se pone de manifiesto de forma significativa en nuestros resultados: registramos un 47,7% de afectación en la zona P5 o retroacetabular, por un escaso 6% en el mencionado trabajo. No sabemos si este mayor porcentaje se debe solamente a la mayor potencia diagnóstica de la RM o a que la afectación de nuestros pacientes a dicho nivel fue mayor.

Figura 111. Localización de lisis en ATC. Tomado de Kitamura et al. (151).



Otro estudio que puede compararse con el nuestro es el publicado por Stamenkov et al. (147) recientemente. Este artículo se centra sobre todo en valorar la osteólisis en función de las características de cada uno de los dos implantes de su serie (modelos Harris-Galante (HG) y Porous-Coated Anatomic (PCA)), pero de su estudio también pueden deducirse algunas características de la localización de las lesiones. Al igual que el trabajo anteriormente mencionado, estos autores basan sus hallazgos en el TC, solamente estudian la pelvis y no emplean el sistema de De Lee – Charnley para categorizar las lesiones, pero es de los pocos estudios cuyos resultados podrían compararse, salvando las distancias, con el nuestro. Estos autores encontraron una afectación osteolítica en el 92%-100% de la serie empleada, según el implante acetabular fuese con tornillos (H-G) o press-fit (PCA). En el primer caso (acetábulo con tornillos) la zona más afectada fue la zona del ilion (92%), seguida por la pared medial del cotilo (63%). En el segundo caso (acetábulo press-fit) la zona más frecuentemente lesionada fue también el ilion (89%) y después la pared medial del cotilo (68%). En ninguno de los dos casos, se detectaron lesiones a nivel del pubis. (figura 112).

Figura 112. Localización de lesiones líticas en ATC según el modelo. Tomado de Stamenkov et al. (147).



Como hemos dicho, estas zonas no son equiparables a las nuestras, pero al igual que hicimos con el trabajo mencionado previamente podemos establecer ciertos paralelismos. La zona de ilion corresponde a nuestra zona P1 o supraacetabular, las paredes medial y anterior a nuestra zona P2 o rama iliopubiana, la pared posterior a la zona P5 o retroacetabular, el isquion a nuestra zona 4 y el pubis a la zona P3 o rama isquiopubiana de nuestra clasificación. Teniendo en cuenta esto, vemos como la zona P1 o supraacetabular resultó afectada de forma importante, tanto en su serie como en la nuestra y como el pubis o zona P3 presentó una afectación escasa o nula en ambas series. El resto de resultados son similares, en el sentido de que en ambos casos las lesiones predominan en las regiones pre y retroacetabular. Los resultados aparecen en la figura 112 y se comparan en la tabla 66.

Tabla 66. Comparación de la localización de las lesiones entre nuestra serie y otros trabajos. Cifras total de osteolisis y porcentaje de cada zona.

	Año	Total (%)	P1	P2	P3	P4	P5
Nuestra serie	2015	72,1	33,70	11,36	4,70	19,80	47,70
Kim et al. (55)	2012	20	0,75	18,98	2,06	-	-
Kitamura et al. (151)	2005	63,6	18,11	51,20	13,63	-	6,81
Stamenkov et al. (147)	2010	92-100	89-92	65	0	5	25

Se han publicado más trabajos en este sentido. Kim et al. (55) expusieron recientemente los datos obtenidos tras estudiar la osteolisis con TC en una serie de casi 500 implantes de dos tipos diferentes: cementados y sin cemento (55). Sus cifras de afectación osteolítica son muy inferiores, tanto a las nuestras como a las de los citados trabajos. Registraron porcentajes de osteolisis pélvica y femoral de tan solo el 20% y 9% respectivamente en el caso de los implantes no cementados. Aunque su clasificación en cuanto a las zonas de localización es menos detallada que la nuestra, ambas pueden compararse (tablas 66 y 67).

Además de la baja incidencia de osteolisis, llama la atención la concentración de lesión en la zona 2, lo que resulta similar a otras series observadas en la bibliografía, pero no a la nuestra.

Tabla 67. Localización de lisis en ATC. Tomado de Kim et al. (55)

	Cemented Group		Cementless Group	
	No. of Hips	Mean Size	No. of Hips	Mean Size
Acetabular component				
I	3	0.21 (0.5-1.2)	4	0.29 (0.6-1.5)
II	66	0.82 (0.7-2.4)	90	0.85 (0.7-2.5)
II and III	8	0.53 (0.4-0.6)	11	0.51 (0.5-0.8)
Femoral component				
I and 7	39	5.5 (4.1-8.8)	48	6.6 (4.7-9.9)

En general, considerando la bibliografía puede comprobarse que los resultados son dispares. Esto es debido en gran medida a que no se trata de series ni metodologías comparables, y solo se puede revisar la literatura de forma orientativa, sin extraer claras conclusiones.

Número de zonas afectadas y gravedad y magnitud de la enfermedad

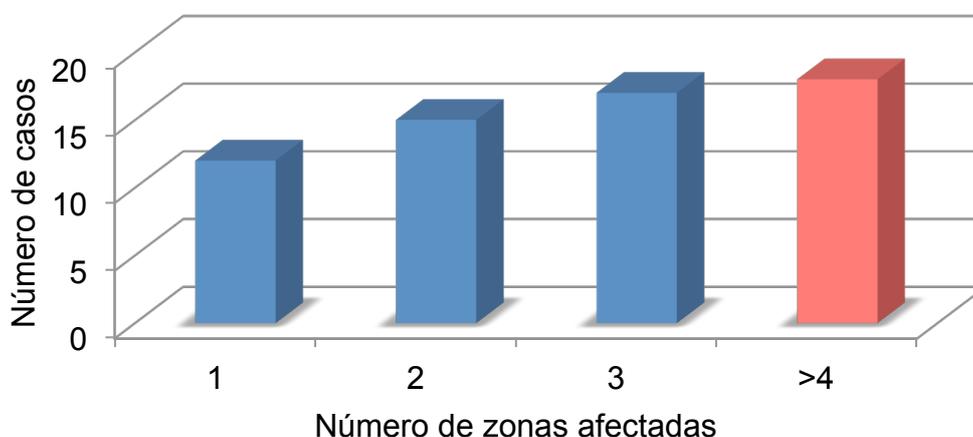
Como ya hemos mencionado distintos autores han empleado diferentes métodos para intentar graduar la gravedad de la enfermedad osteolítica. Tras revisar la bibliografía hemos visto que el método ideal parece ser la cuantificación del número de lesiones, y especialmente de su volumen, con estudios de TC. Aunque la TC no alcanza la sensibilidad diagnóstica de la RM, en lo que se refiere a estimación volumétrica parece ser la prueba más precisa (118, 127, 128, 151). En nuestro trabajo, la no disposición de suficientes estudios con TC nos impidió basar la gravedad en el volumen de lesiones. Asimismo nos pareció poco reproducible el conteo del número de lesiones basado en la RM. Por ello,

estimamos la gravedad de la osteolisis según el número de zonas, de las 12 consideradas en pelvis y fémur, que presentaron lesiones. En la tabla 41 y en la figura 68, recogemos el número de casos en función del número de zonas afectadas dentro del total de casos estudiados. Se afectó una zona en el 14% y dos o más zonas en el 58,1%. Un 20,9% casos presentaron una enfermedad que fue considerada grave. En la tabla 68 y la figura 113 detallamos esos porcentajes acotándolos solo a los casos con osteolisis. Dentro de los casos con osteolisis, se afectó una zona en el 19,4% y dos o más zonas en el 80,6% de los casos. Lo más frecuente fue la afectación de tres zonas (en un 27,4%). En un 29% de los casos con osteolisis se afectaron más de cuatro zonas (tabla 43 y figura 70).

Tabla 68. Frecuencias del número de zonas afectadas en los casos con osteolisis.

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
1	12	19,4	19,4
2	15	24,2	43,6
3	17	27,4	70
4	9	14,5	85,5
5	5	8,1	93,6
6	4	6,4	100
Total	62	100,0	

Figura 113. Distribución de casos con osteolisis (en número absoluto) en función del número de zonas afectadas.



Como hemos mencionado ya, muchos estudios emplean el contaje y cálculo del volumen de las lesiones con TC para cuantificar la gravedad de la enfermedad (118, 127, 151). Nuestros resultados no pueden ser comparados con ese grupo de trabajos. Aunque los datos del estudio son escasos, parece ser que Kim et al. (55) detectaron la afectación de más de dos zonas en un 2,06% de los casos. Ya hemos comentado, al hablar de la localización de las lesiones en RX, el estudio de Zicat et al. (148). Aunque basado en RX, en este trabajo se muestra una afectación de al menos una zona en el 20% de los casos y de dos o más zonas en el 8,3%. Insistimos en que los resultados no son suficientemente comparables como para ser discutidos (tabla 69).

Tabla 69. Comparación entre número de zonas afectadas por osteolisis en nuestro trabajo y el de otras series.

	Año	1	>2	>4
Nuestra serie	2015	14	58,1	20,9
Kim et al. (55)	2012	-	2,1	-
Zicat et al. (148)	1995	20	8,8	-

Más adelante analizaremos la relación entre el número de zonas lesionadas y la gravedad de la osteolisis con algunas de las variables estudiadas.

Distribución espacial, grado de continuidad y combinación de patrones

Creemos que para comprender la osteolisis, no es suficiente saber donde están localizadas las lesiones, si no que lo adecuado es conocer como han llegado hasta ahí y que patrón de crecimiento siguen. Muchos de los estudios publicados en los últimos años se centran en ese aspecto (48, 146, 147, 148, 151, 155, 156, 157, 159). La cuestión es que la mayor parte de ellos parecen converger hacia un mismo razonamiento, según el cual el patrón de la osteolisis depende de dos elementos o preguntas: ¿por donde se desarrollan las lesiones? y ¿qué impulsa a dichas lesiones a desarrollarse así?.

Respecto a la primera pregunta, diferentes trabajos han intentado describir distintos patrones de distribución espacial de las lesiones, en función de las

características del implante, por ejemplo. En conjunto todos estos trabajos apuntan hacia el concepto de espacio articular efectivo, como veremos. Dos factores son claves en el comportamiento del implante en este aspecto: el tipo de fijación y la presencia de orificios para tornillos. Clásicamente se ha observado que el desarrollo de la osteolisis difiere entre ATC cementadas y sin cementar. En el caso de los implante cementados, el patrón predominante es el lineal, donde la lisis se desarrolla siguiendo la interfase cemento-hueso y no necesariamente desde el interior del espacio articular. Por su lado, en los implantes no cementados el patrón de progresión se considera expansivo, a través de las zonas donde no existe integración implante-hueso y de forma extensiva, partiendo desde el interior de la articulación. Lo que no está claro es qué tipo de implante desarrolla un mayor grado de lisis. Si bien parece ser que la osteolisis es mayor en implantes no cementados, también es cierto que las tasas de aflojamiento secundario a dicha lisis son menores que en los cementados (148, 155). En los trabajos donde se analiza este aspecto, por ejemplo el publicado por Zicat et al. (148), se definen ambos tipos de patrones en RX. Consideran el patrón lineal cuando la radiolucencia es adyacente al componente y uniforme mayor de 1 mm. El patrón expansivo es, según ellos, aquel donde la lesión está más demarcada y abultada, alejándose de la superficie del implante. El segundo elemento clave, y lo es más aún que el tipo de fijación, son los orificios para los tornillos. Estas perforaciones, diseñadas para permitir aumentar la fijación primaria en implantes sin cementar, suponen un nuevo tema de debate. Existe discusión acerca de si la presencia de dichos tornillos o de sus orificios constituyen un elemento facilitador para la expansión de las lesiones osteolíticas. En principio, los orificios no sellados suponen un camino abierto para la fuga del líquido articular cargado de detritus a través de la zona posterior del acetábulo. Se ha demostrado que su presencia supone un mayor riesgo para la osteolisis retroacetabular, mientras que los implantes sin dichos orificios tienen más posibilidades de desarrollar la lisis de forma periférica y circunferencial (la llamada "rim-related"). Por ejemplo, Kitamura et al. (151), definen diferentes vías de comunicación de las lesiones con la articulación: a través de los orificios de tornillos, por el orificio central, periféricamente, etc. Si bien se sabe que los orificios se asocian a osteolisis

retroacetabular y su ausencia a lisis periférica, no está demostrada cual es peor. Ocurre algo similar a la cementación: aunque la lisis parece mayor en los implantes con orificios, no está claro que ello se asocie a mayor aflojamiento, si no todo lo contrario (146, 147, 151). Creemos que la presencia de orificios en el fondo del implante permite la salida del flujo osteolítico, afectándose en menor medida la periferia del cotilo, de la que depende en su mayor parte la estabilidad del mismo. Todas estas teorías recogidas en sucesivas publicaciones apuntan a un modelo de crecimiento que responde al nombre de espacio articular efectivo. Aunque las publicaciones que lo mencionan han sido cada vez más recurrentes, los trabajos de Schmalzried et al. (155, 156, 157) fueron los que mejor lo describieron. Para aclarar este concepto, nosotros preferimos decir que está definido por dos cosas: contenido y continente. El contenido está formado por el líquido articular y las partículas de desgaste alojados en todas aquellas regiones articulares y extraarticulares que resultan accesibles y donde se producirá la inflamación que causa la osteolisis. El continente es el propio espacio, cuyos límites físicos se establecen en función del grado de integración del implante en el hueso: una barrera hueso-implante intacta impide el paso de partículas. Aunque estos principios son aplicables sobre todo a nivel acetabular, la teoría del espacio articular efectivo justifica perfectamente el hallazgo, más o menos recurrente, en la bibliografía de que el fémur solo se afecte normalmente en las zona 1 y 7 de Gruen. Estas dos son precisamente las zonas en contacto con el espacio articular y la fijación metafisaria de esta parte del implante impide la expansión de la enfermedad (148).

Si volvemos a las dos cuestiones iniciales, la segunda de las preguntas también ha tratado de responder con distintas hipótesis que explican qué es lo que impulsa a las lesiones a crecer según cada patrón. De igual modo que las teorías de distribución espacial convergen en el concepto del espacio articular efectivo, las ideas que razonan por qué ocurren dichos patrones, convergen en la teoría del flujo preferencial (155, 156, 157, 158, 159). Acabamos de decir que la integración implante-hueso marca los límites del espacio articular efectivo. Pues bien, también es la base del llamado flujo preferencial. Se sabe que el desarrollo de cada tipo de patrón depende de la dirección que sigue el líquido articular

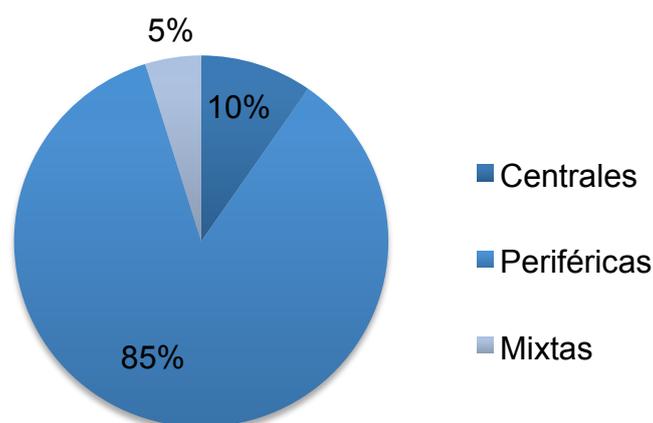
dentro del espacio articular efectivo. El principal factor clave es, en este caso, la presión hidrostática. Se ha demostrado como dicha presión puede sufrir variaciones importantes dentro del espacio articular de una ATC, hasta alcanzar cifras bastante elevadas, en función de factores como la actividad física (155, 158, 159). La magnitud de esta presión empujará el líquido articular a través de las zonas de menor integración implante – hueso, a través de los límites del continente del espacio articular efectivo, hasta nuevas zonas extraarticulares que quedarán, entonces, incluidas en dicho espacio. Si las zonas de escasa integración son amplias, la resistencia de la barrera extraarticular fuerte y las variaciones de presión articular de menor intensidad, la lisis puede seguir un patrón lineal o difuso, siguiendo el contorno cercano del implante. En cambio, si la resistencia del tejido periprotésico es baja por una peor integración o la presión intraarticular es mayor, el líquido puede producir herniaciones más localizadas del espacio articular efectivo, que se alejan del implante y que pueden generar en ocasiones cuadros de quistes o bursitis en los tejidos circundantes (figura 12) (48, 157).

Resumiendo: el espacio articular efectivo es el territorio articular por donde el líquido, cargado de detritus, puede distribuirse y generar lesiones y su distribución seguirá un flujo preferencial, que depende básicamente de los cambios en la presión hidrostática del líquido articular y de la resistencia de los límites del mencionado territorio (48).

A la hora de realizar este trabajo hemos tenido que definir los tipos de patrones que íbamos a analizar. Aunque la mayor parte de esta definición la hemos realizado basándonos en nuestros propios hallazgos y experiencia, algunos artículos han servido de inspiración. Concretamente los trabajos de Zicat et al. (148) y de Kitamura et al. (151). En el primer caso estos autores definen, como hemos visto, los patrones lineal y expansivo. El segundo grupo de autores comunica en sus trabajos de diferentes vías de comunicación entre las lesiones y el espacio intraarticular. Basándonos en estas premisas clasificamos el crecimiento de las lesiones en nuestra serie, según vimos en el capítulo de Material y Método, atendiendo fundamentalmente a dos aspectos: distribución

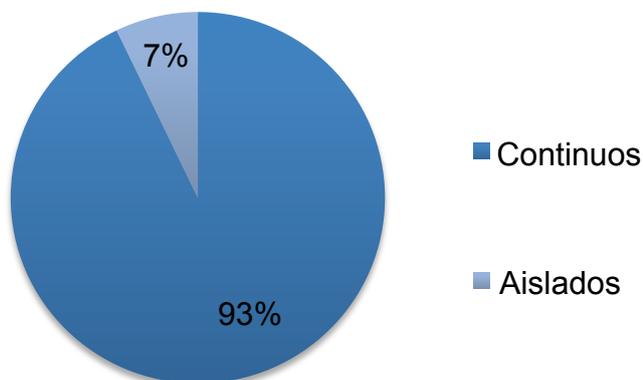
espacial y grado de continuidad. Respecto a la distribución espacial, en la tabla 44 y la figura 71 del capítulo de Resultados recogemos el número de casos para cada tipo de distribución. Podemos ver como las más frecuentes fueron las periféricas. La suma de las distribuciones periféricas puras y predominantes fue 9 veces mayor que la suma de los patrones centrales puros y predominantes (figura 114). Incluso tomando como referencia solo las distribuciones periféricas puras, estas supusieron más de la mitad de los casos con osteolisis (56,4%) y más de un tercio del total de casos (40,7%) . Por tanto, en la mayoría de los casos, las lesiones se localizaron en la zona periférica del cotilo, en relación con su borde, en lo que se acostumbra a llamar en la literatura lesiones “rim-related”. Es destacable que la distribución en estos patrones no es absoluta: dentro de los casos con osteolisis solo un 59,7% presentaron una distribución pura, ya fuese central o periférico. El resto, casi la mitad (40,3%) presentaron lesiones mixtas o predominantes. Estas cifras dan una idea de la variabilidad de la distribución de esta enfermedad.

Figura 114. Distribución de casos con osteolisis (en %) en función de la distribución espacial.



En lo que se refiere al grado de continuidad, en la tabla 45 y la figura 72 del capítulo de Resultados se presentan los datos, que son detallados también en la figura 115. La asimetría es similar a lo que ocurría con los patrones. Detectamos un prevalencia total de los patrones continuos. La suma del patrón continuo puro y predominante aunó un 92,8% de los casos en los que se detectó granuloma osteolítico y un 75,6% del total de casos. El 7,1% restante correspondió a lesiones predominantemente aisladas pero no encontramos lesiones aisladas exclusivamente. A diferencia de lo que ocurre con los tipo de crecimiento, en este caso los grado de continuidad puros son mayoría, pero a expensas del predominio de las lesiones continuas puras (un 61,4% de todas las lesiones granulomatosas). En nuestro casos la mayoría de las lesiones mantuvieron una relación con el espacio articular, formando parte de lesiones globales de mayor tamaño.

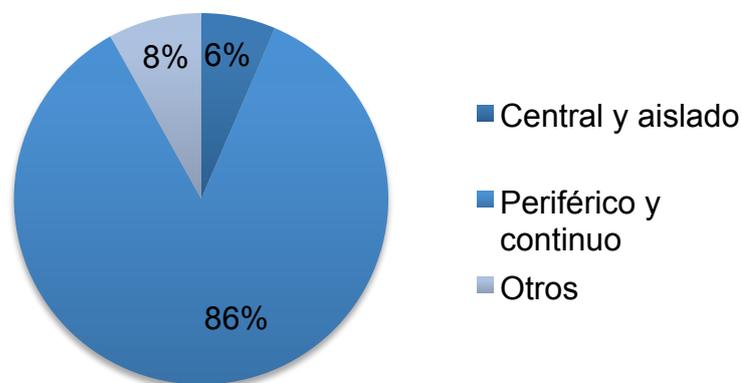
Figura 115. Distribución de casos con osteolisis (en %) en función del grado de continuidad.



Observando a las dos figuras anteriores se percibe la predominancia. La gran mayoría de las lesiones de nuestra serie siguieron un crecimiento periférico y continuo. La tabla 46 y, sobretudo, la figura 73 muestran que tipos de combinaciones fueron más frecuentes. En la figura 116, los datos se muestran

más simplificados para dar una idea más clara de esta distribución. Los porcentajes del crecimiento periférico y continuo reproducen casi de forma idéntica el predominio de ambos tipos por separado. Sólo 4 de las 70 lesiones granulomatosas presentaron lesiones centrales y aisladas

Figura 116. Distribución de casos con lesión granulomatosa (en %) en función de la distribución espacial y del grado de continuidad.



Observando de nuevo los datos anteriores podemos ver la idea general. La mayoría de lesiones presentaron de forma simultánea un patrón continuo y periférico. La predominancia de esta combinación reproduce casi exactamente el dominio de ambos patrones por separado (9 a 1). Por ello creemos que ambos patrones están inevitablemente relacionados. Creemos que las lesiones que se desarrollan en la periferia del cotilo lo hacen desde el espacio articular y por tanto son continuas con el mismo, mientras que las lesiones que crecen en el centro del espacio retroacetabular lo hacen desde los orificios del implante y por tanto tienden a estar aisladas del espacio articular propiamente dicho.

Debemos hacer hincapié de nuevo en la escasa bibliografía acerca de trabajos sobre la osteolisis periprotésica basados en RM. Ello ha sido la causa, tanto de nuestro interés en el tema, como de que no podamos comparar nuestros

resultados con estudios equivalentes. Básicamente no los hay. No podemos más que realizar equiparaciones con conceptos similares tomados de otros trabajos. Si nos remitimos a los artículos mencionados, vemos que las ideas se repiten. En un estudio que ya hemos citados varias veces, Zicat et al. (148) vieron como en sus artroplastias no cementadas la osteolisis predominante era de tipo expansiva. La totalidad del 18% de los casos con osteolisis presentaron este patrón frente a ningún caso con patrón tipo lineal. Salvando las distancias, sus patrones lineal y expansivo podrían asimilarse a nuestras distribuciones periférica y central respectivamente. Por otro lado, la mayor parte de las lesiones (84,6%) fueron consideradas como continuas y en solo dos casos (15,4%) detectaron lesiones aisladas a nivel retroacetabular (figuras 11 y 110). De nuevo, pese a las diferencias, su concepto de continuo y aislado puede equipararse al nuestro. Los resultados de este trabajo son similares a los nuestros solo de manera parcial. Un gran porcentaje de casos fueron lesiones aisladas pero continuas, mientras que en nuestro estudio lo más frecuente fue el binomio periférico-continuo (tabla 70). Kitamura et al. (151), más recientemente, pudieron comprobar cómo en su serie predominaron las lesiones de tipo continuo. Sin embargo, su concepto de continuidad no es equivalente al nuestro. Mientras que ellos consideran continuas aquellas lesiones que tienen continuidad con el espacio articular, para nosotros son aquellas que forman un conjunto continuo entre ellas, ya que la comunicación con la articulación la damos por hecho. Al analizar en profundidad su trabajo vemos que dentro de las lesiones consideradas continuas por estos autores, muchas se comunicaban con el espacio articular a través del orificio central o los de los tornillos (figura 117). Esas lesiones, según nuestras consideraciones, podrían considerarse aisladas. En conjunto, podría decirse que un 37% de sus lesiones osteolíticas fueron continuas y el resto aisladas, si se valoran sus hallazgos con nuestra sistemática. Estos datos no se parecen a los nuestros pero, repetimos, los estudios son diferentes y la equivalencia entre ambos solo es posible tras pasar por alto algunas diferencias que les restan comparabilidad (tabla 70).

Figura 117. Vías de comunicación con el espacio articular de las lesiones en función de su volumen y sus años de evolución. Tomado de Kitamura et al. (151).

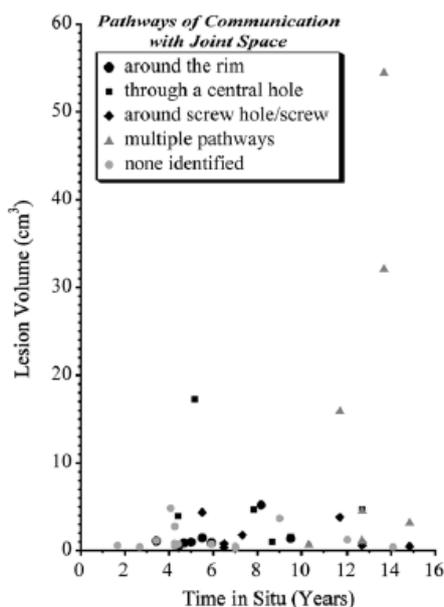


Tabla 70. Comparación entre los porcentajes de tipos de crecimiento respecto a los casos con osteolisis en nuestro trabajo y los de otras series

	Año	Central/Periférico (%)	Aislado/Continuo (%)
Nuestra serie	2015	10/85	7/93
Stamenkov et al. (147)	2010	51 / 9	-
Kitamura et al. (151)	2005	30 / 37	
Zicat et al. (148)	1995	100/ 0	15,4 / 84,6
Schmalzried et al. (156)	1992	38 / 47	-

El tercer grupo de trabajos que consideramos como referencia en este campo son los publicados por Stamenkov et al. (147). Entre el 18% y el 51% de sus lesiones se consideraron “rim-related”. Este tipo de crecimiento, en íntima relación con la periferia del acetábulo, corresponden con nuestro concepto de distribución periférica. Las que nosotros consideramos como lesiones centrales corresponderían con sus lesiones relacionadas con los orificios central o de tornillos, que supusieron en su caso un 9%-53% de los casos. Los patrones mixtos representaron entre el 29% y el 40% de las lesiones de su serie (tabla 71). Parece ser que la predominancia de afectación periférica y mixta apareció más frecuentemente en el implante modelo PCA (51% y 40% respectivamente), mientras que esta distribución fue menos frecuente en los modelos HG-1 (probablemente por el elevado número de orificios del acetábulo, tal y como veremos). La prótesis de nuestra serie guarda más similitudes técnicas con la PCA y, en ese, caso, los resultados son similares: pocas lesiones en los orificios y mayoría de osteolisis periféricas.

Tabla 71. Frecuencia y porcentaje de los patrones de crecimiento en función del tipo de implante. Tomado de Stamenkov et al. (147).

Type of Lesion	HG-1 (n = 35 Hips)	PCA (n = 19 Hips)
Rim related	21 (18)	18 (51)
Screw or empty hole related	63 (53)	3 (9)
Combined	34 (29)	14 (40)
Total	118	35

Results are expressed as the number of osteolytic lesions detected (% total number of lesions).

Profundizando en los trabajos que se refieren al espacio articular efectivo, las publicaciones ya clásicas de Schmalzried et al. (155) también analizan el crecimiento de la osteolisis. En unos de sus trabajos realizado sobre material anatomopatológico, un 47% de los casos presentaron osteolisis lineal o periférica y un 38% lesiones centrales, siendo el resto patrones mixtos. En general, la bibliografía es muy variable en los datos a este respecto (tabla 70). En una visión

global, dos grupos de trabajos: aquellos cuyas patrones de crecimiento se reparten de forma casi equitativa y aquellos con una mayor polarización hacia un tipo u otro. Creemos que este último tipo de trabajos, entre los que probablemente situemos nuestra Tesis, pueden deber estos resultados a las características de su implante.

Como hemos visto, los dos importantes conceptos de espacio articular efectivo y flujo preferencial están basados en los resultados de los trabajos publicados al respecto, algunos de los cuales acabamos de analizar. Creemos que los patrones periféricos y continuos son los que más encajan dentro del modelo de crecimiento basado en los dos conceptos mencionados. Intentando asociar y los datos de otros estudios, los hallazgos de nuestra serie solamente son explicables si nos basamos en esa teoría y , por tanto, contribuyen a reforzar la bibliografía que la apoya. El hecho de que nuestros resultados no coincidan exactamente con otros trabajos se debe, insistimos, a la escasa bibliografía existente y a las grandes diferencias, tanto en tipo de implante como en método de estudio. Nos parece necesario un mayor número de estudios a este respecto y una uniformización de los métodos de análisis de la osteolisis, para lograr una bibliografía más reproducible.

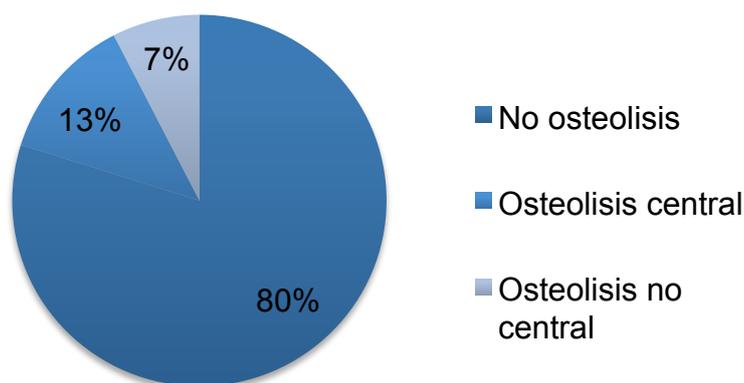
Número de tornillos con osteolisis y tornillos con lesión central

Como ya vimos en el capítulo de Introducción, sabemos que las características del implante modelan la osteolisis en las artroplastias de cadera. Sin embargo, una particularidad en concreto llama la atención: los tornillos y sus orificios. Su papel en la lisis periacetabular sigue estando en debate. En la bibliografía hay estudios dispares: algunos aseguran que la osteolisis tiene lugar en mayor medida en torno a dichos tornillos, otros creen que la lisis ocurre periféricamente, independientemente de los mismos e incluso algunos consideran que directamente no tienen ninguna relevancia (161, 164, 165, 228). Se cree que, si bien es posible que jueguen algún papel, la magnitud y distribución de la osteolisis presenta una etiología es multidependiente, e influenciada en mayor medida por otros factores con más peso (48, 154). Algunos autores han analizado

los resultados obtenidos con sus propios implantes, como veremos al comparar nuestros resultados.

Debemos aclarar en primer lugar que nuestros resultados hacen referencia a orificios con tornillos, ya que los que no presentaban tornillos estaban sellados en teoría. Nuestros hallazgos, que se pueden ver en la tabla 47 y la figura 74 de capítulo de Resultados, van en una clara dirección. En primer lugar, a favor de la idea de que los tornillos no suponen un mayor riesgo de lisis. Decimos esto porque, como vimos, solo un 30,6% de los casos con tornillos presentaron lisis. De hecho, solo 26 de los 121 tornillos presentaron lesiones líticas (21,5%) (figura 118). En segundo lugar, van a favor del concepto de espacio articular efectivo y de flujo preferencial. En la mayoría de los casos que presentaron osteolisis en los tornillos, ésta fue central (65%) y la mayoría de los tornillos con lisis seguían esta distribución (57,7%). Por tanto, los tornillos no facilitan la aparición de osteolisis, pero cuando la misma se desarrolla en su presencia, determinan el tipo de crecimiento que seguirá la enfermedad.

Figura 118. Distribución de tornillos (en %) en función de la afectación osteolítica.



Nuestros datos son similares a los de otros autores. Aunque la bibliografía es variable, la incidencia de osteolisis en casos con tornillos acetabulares y la

frecuencia de afectación de dichos tornillos suelen rondar el 30%-50% de media (tabla 72). Ya hemos mencionado el trabajo de Stamenkov et al. (147) donde analizan la características de la osteolisis en función del implante. Uno de los temas que revisan es el comportamiento de los tornillos en el modelo artroplastia que los emplea, de las dos que usan en su serie. Con un total de 114 tornillos implantados en 57 artroplastias, detectaron lesiones en 63 tornillos. De ellos, la mayoría correspondían a lesiones en torno a orificios para tornillo vacíos (47,6%), una menor proporción asociadas a tornillos (38%) y un pequeño número fueron lesiones de mayor tamaño ligadas tanto a orificio como a tornillo (14,3%). Otros autores recogen un porcentaje de afectación de tornillos acetabulares también entre el 30% y el 50% como Kitamura et al. (151) (47,8%). Los autores demostraron que este implante presentaba una osteolisis con un crecimiento mucho mas central y menos periférico que el otro modelo sin tornillos empleado en su trabajo. Coincidimos en su hipótesis de que las multiperforaciones con tornillos en el componente acetabular facilitan la salida del líquido articular a su través, aliviando la presión y la expansión periacetabular. Quizás el estudio más profuso a este respecto es el realizado por Iorio et al. (228). En este trabajo se analizó la osteolisis en más de mil tornillos de 509 ATC y compararon los resultados con una serie casi del mismo numero sin los mismos. A pesar de que la serie fue muy heterogénea, lo que es lógico dado el volumen de casos, pueden extraerse algunas conclusiones. Vieron como, aunque las cifras globales de lisis fueron similares, la distribución fue diferente: una mayor incidencia de lesiones en las zonas 1 y 2 en los implantes con tornillos (15,1%) respecto a las artroplastias sin tornillos (9,4%) y una mayor frecuencia de lisis en la zona 3 en los implante sin tornillos (6,8%) frente a las artroplastias sin ellos (1,8%). Además, el porcentaje de casos con grandes lesiones fue prácticamente el doble en implantes con tornillos (1,6% frente a 0,7%), aunque la tasa de recambios fue similar. Esta mayor incidencia de osteolisis retroacetabular cuando existen tornillos, lo que se ha demostrado en otros estudios, no parece asociarse, sin embargo, a mayores índices de fracasos (146, 228). Nuestros resultados, que van en la línea de los publicados, parecen apoyar estas ideas.

Tabla 72. Comparación entre los porcentajes de tornillos con osteolisis en nuestro trabajo y los de otras series .

	Año	Casos con tornillos que presentaron osteolisis (%)	Tornillos que presentaron osteolisis (%)
Nuestra serie	2015	30,6	21,5
lorio et al. (228)	2010	9,2	
Stamenkov et al. (1479)	2009	92	28,9
Kitamura et al. (151)	2005	47,8	-

5.2.2. Valoración de la concordancia

Concordancia entre resultados de RX y RM

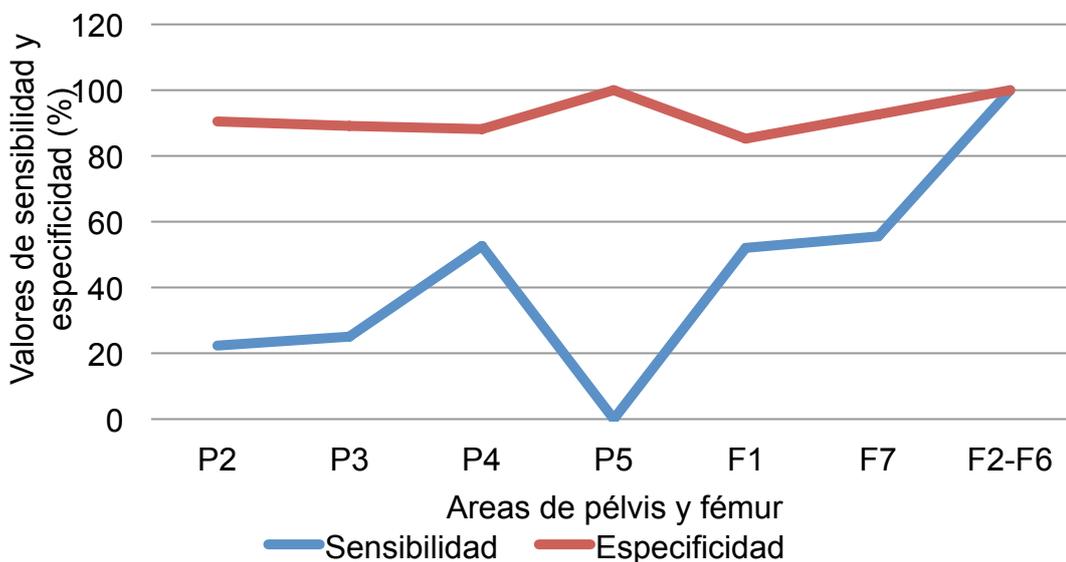
Dando por hecho la superioridad de la RM en el diagnóstico de las lesiones osteolíticas periprotésicas, perfectamente podríamos considerarla como “gold standard” a la hora de testar la potencia diagnóstica de otras pruebas de imagen. Eso es precisamente lo que hemos hecho en este trabajo de investigación.

Como ya hemos analizado en la Introducción, la RX es quizás el mejor método para el diagnóstico inicial de la osteolisis por su disponibilidad, bajo coste y escasa radiación, pero sabemos que su capacidad diagnóstica es reducida. Las cifras de sensibilidad publicadas en la literatura oscilan entre el 35% y el 70% y dicha sensibilidad se ve penada por la localización o el tamaño de las lesiones. Si a eso se le suma una variabilidad intra e interobservador muy elevada, todo ello contraindicaría su uso como prueba diagnóstica definitiva en la osteolisis (106, 112, 124, 125, 126). Aunque no muchos estudios analizan conjuntamente la sensibilidad y especificidad de los distintos métodos de imagen en la osteolisis, los que sí lo hacen coinciden en atribuir a la RM los valores más elevados de ambos parámetros. Si bien la especificidad puede ser casi tan alta en RX como en RM, en la sensibilidad sí existen grandes diferencias. Diferentes trabajos recogen

cifras de sensibilidad en torno al 50% para la RX y alrededor del 95% para la RM (127, 135).

Dado que en nuestro estudio no podemos comprobar la sensibilidad o especificidad de la RM, pues no disponemos de diagnóstico patológico in situ, hemos asumido como válidos los positivos ofrecidos por la misma y los usamos como “gold standard” para estimar los parámetros de potencia diagnóstica de la RX (tablas 49 y 50). La sensibilidad de la RX en nuestra serie fue solo del 42,9%, 27,1% en la pelvis y 86,5% para el fémur. En el caso de la especificidad, fue más elevada, un 90,3% de media en total, 88,9% para la pelvis y 92,6% en el fémur. En la figura 119 se comprueba la variación de ambos parámetros en función de la zona: como sabemos, la sensibilidad es menor en la pelvis, especialmente en aquellas zonas cuya visión requiere un abordaje multiplanar, como la llamada P5 o zona retroacetabular.

Figura 119. Variación de la sensibilidad y especificidad de la RX en función de las zonas de la pelvis y del fémur.



Nuestros resultados no son comparables a otros estudios dado que hemos tomado como absolutos los resultados de la RM y no datos basados en un análisis patológico de las lesiones. No obstante, nuestros porcentajes se acercan bastante a otros publicados (104, 112, 124, 125, 126, 127, 135): una sensibilidad del 42%, ligeramente inferior al 50% de otros estudios, especialmente en pelvis y zona retroacetabular, y una especificidad del 90%, próxima a la de otros trabajos. Aunque los cifras de sensibilidad de RX obtenidas con éste método no pueden considerarse totalmente válidas, sí es correcto afirmar que en nuestra experiencia sería la sensibilidad de la RX fue menor de la mitad de la capacidad diagnóstica de la RM.

5.3. Valoración de la influencia de variables sobre la osteolisis y sobre su patrón de crecimiento

Influencia sobre la presencia y magnitud de la osteolisis.

Debido al creciente interés existente en la osteolisis periprotésica, motivado por sus implicaciones a largo plazo, podemos encontrar en la bibliografía un abundante número de trabajos que tratan de delimitar qué factores provocan un incremento de las lesiones líticas, para así poder atajar esta complicación. En este estudio buscamos, dentro de nuestros resultados, aquellos hallazgos que apoyasen la implicación de ciertos factores en la osteolisis, algunos de los cuales ya comentamos en el capítulo de Introducción. De todas las posibles etiologías de la osteolisis, si tenemos en cuenta su patogenia, la más aceptada es su relación con el desgaste de PE. Desde el momento en que la osteolisis es secundaria a una respuesta inflamatoria frente a las partículas generadas por el desgaste, es lógico pensar que un mayor desgaste se asocia a una mayor osteolisis. Sin embargo, si bien se sabe que el desgaste favorece un inicio de la osteolisis, no parece tan claro que dicho desgaste se asocie a una mayor progresión de la misma (21, 97, 116, 118). El hecho de que exista una relación podría hacernos pensar que factores ya analizados, y asociados a mayor desgaste, pueden estar implicados, de forma indirecta, en una mayor progresión de la lisis. Es el caso de diferencias en variables como el sexo, el peso y la altura, la edad, la actividad

física, las características del par de fricción y la orientación de los componentes protésicos (60, 77, 78, 82, 83, 84, 88, 89). Sin embargo, el matiz de que la proporcionalidad desgaste – osteolisis no sea absolutamente directa nos indica que necesariamente existen factores ajenos a este desgaste y de los que también depende la aparición de dicha enfermedad (160). De forma práctica, podemos dividir esos factores en dependientes del paciente, del implante y de la cirugía.

Dentro de los factores que tienen que ver con el individuo los más analizados son los de tipo epidemiológico. En general, existen trabajos con resultados variables e incluso contradictorios, aunque algunas ideas predominan. La más clara es el papel de la actividad física. Diferentes autores han visto que una mayor actividad física asocia mayor riesgo de osteolisis. Dicha influencia es tal que llega a plasmarse de forma indirecta a través de otras variables. Así, la asociación de una menor edad o un menor IMC a una mayor osteolisis, demostrada en algunos trabajos, parece secundaria a la mayor actividad física que aparece en pacientes más jóvenes y más delgados, de modo que estas variables funcionan como sesgos de confusión (148, 161, 162, 163). El resto de parámetros biométricos que se han asociado en alguna ocasión a la osteolisis, como es el caso de la altura, parece que influyen a través de su papel en el desgaste del PE, como hemos mencionado (60, 77, 78, 82, 83, 84, 148). Existe un último grupo de factores paciente-dependientes poco estudiados. Es el caso de variables inmunológicas, genéticas y humorales que se saben relacionadas con la osteolisis y responsables de las variaciones en la respuesta inflamatoria entre diferentes pacientes, pero cuya influencia en su magnitud prácticamente no ha sido estudiada (113, 114).

Teniendo en cuenta las propiedades de nuestro implante, creemos que existen tres elementos que pueden condicionar la magnitud de la respuesta lítica: el tamaño de la cabeza, el recubrimiento de HA y los tornillos acetabulares. El tamaño de la cabeza es un tema en constante discusión, aunque la idea que más prevalece actualmente es la de que cabezas de mayor diámetro presentan menor riesgo de luxación pero mayor tasa de desgaste de PE y, consecuentemente, de osteolisis (81, 148). El recubrimiento del componente acetabular juega también un

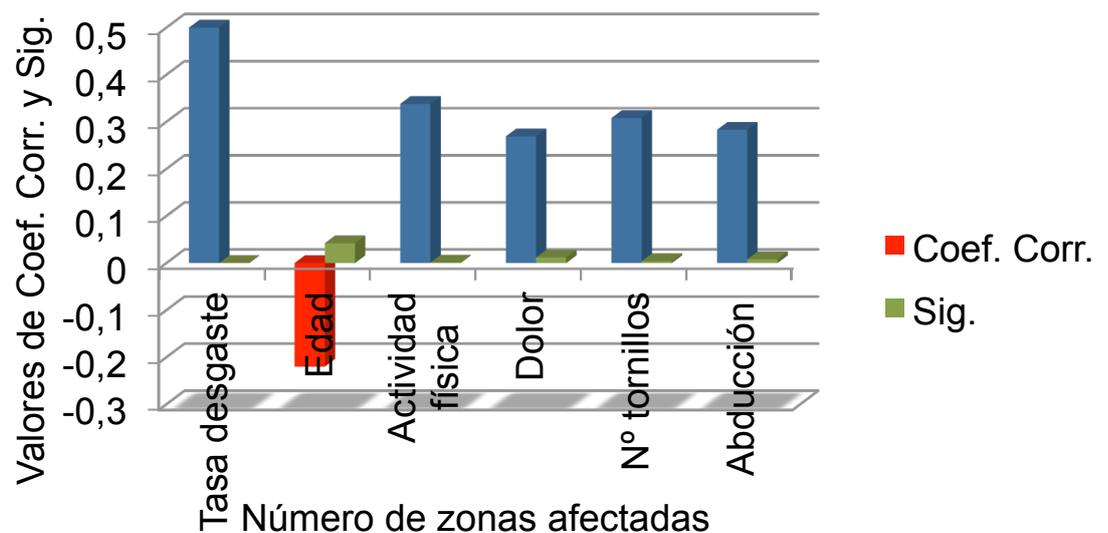
papel básico. Tanto las superficies porosas como las recubiertas con HA son importantes para garantizar una buena integración implante - hueso. Esta implantación ejerce un efecto sellado que impide la progresión osteolítica, minimiza las lesiones líticas y protege a las zonas que rodean los tornillos y el propio implante, de modo que una interrupción en su continuidad constituirá un punto de progresión de la enfermedad (99, 100, 161, 166, 167, 168, 169, 170). El último, y no por ello menos importante, de los factores dependientes del implante que favorecen la osteolisis, son los tornillos. Ya hemos analizado este punto con anterioridad, en el apartado de la Discusión donde comparamos nuestros hallazgos de osteolisis en tornillos con otros autores.

Para concluir la enumeración de elementos causantes de osteolisis, tenemos que destacar los factores que tienen que ver con la técnica quirúrgica. Al igual que ocurría con factores de tipo epidemiológico, algunas de estas variables puede ser que ejerzan su efecto a través del desgaste del PE. El más importante quizás sea la verticalidad del acetábulo. Más que la variación en su centro de rotación, es una mayor abducción la que se asocia a mayor incidencia de osteolisis (82, 88, 89, 91). La alteración del centro de rotación sí parece tener más peso en el fémur. Se ha visto como un mayor valgo y un mayor "offset" lateral femorales alteran el centro de rotación de la cadera y puede provocar mayor desgaste y osteolisis (83, 84, 91).

Como explicamos en el capítulo de Resultados, para cuantificar la gravedad o magnitud de la osteolisis, nos basamos en el análisis con RM del número de zonas afectadas (variable RM11). Según el número de las mismas y si dicho número era superior a cuatro, establecimos cual era la gravedad de la enfermedad (variables RM12 y 13). Tras aplicar los correspondientes test estadísticos pudimos ver como el número de zonas afectadas y el grado de enfermedad estaban influenciados por varias de las variables analizadas (tablas 51, 52, 55, 56 y figuras 78, 79, 80 y 81 del capítulo de Resultados). En concreto observamos que el número de zonas estaba influenciado por la edad, el número de tornillos, la actividad, el dolor, la abducción acetabular y la tasa de desgaste.

Asimismo el grado de enfermedad dependía, prácticamente de las mismas variables (figura 120).

Figura 120. Valores del coeficiente de correlación y la significación estadística de las variables relacionadas con el número de zonas afectadas. Nótese que menor valor de sig. (p), supone mayor significación estadística. El coeficiente de correlación se representa azul si es positivo y rojo si es negativo.

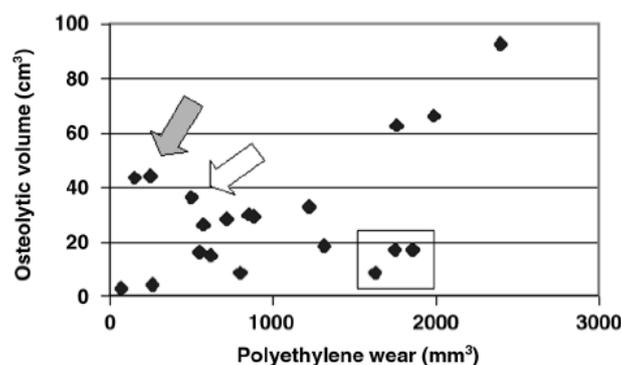


Estos hallazgos nos permiten discutir varias conclusiones. Primero, la osteolisis se relaciona con el desgaste. De todas las que hemos registrado, esta es la relación con mayor fuerza de asociación y mayor significación. Hemos insistido en esta relación a lo largo de todo el trabajo y constituye el eje central de esta Tesis Doctoral. De hecho, esta relación es tan fuerte que creemos que la asociación de otras variables, como la abducción acetabular con la osteolisis, viene dada a través del desgaste. En lo que se refiere a variables biométricas, hemos comprobado que la asociación de menor edad y mayor actividad física a un mayor grado de osteolisis es una realidad. No nos sorprende. Tal y como hemos argumentado con anterioridad, ambas variables se relacionarían con un mayor número de ciclos de movimiento de la artroplastia. Esto podría tener dos efectos importantes. Por un lado, los movimientos suponen un aumento de la fricción y del desgaste de PE, con la consecuente liberación de partículas

implicadas en la lisis. Por otro, la actividad de la articulación se asociaría a mayores cambios de presión intraarticular y mayor expansión de las lesiones. No es de extrañar, por tanto, que ambos factores se asocien tanto al desgaste como a la osteolisis. Ya hemos descrito la relación que mantienen con el desgaste, pero desconocemos si la influencia que ejercen sobre la osteolisis la producen de forma directa o de forma indirecta, como factores de confusión, a través del mencionado desgaste. Por otro lado, pudimos ver como el dolor se asocia a la osteolisis. En nuestra opinión esta relación se entiende y tiene más lógica vista al revés: los pacientes con osteolisis presentan dolor. Resulta lógico que las lesiones líticas o quísticas o el propio aflojamiento aséptico que puede ocurrir secundariamente a la lisis, sean causa de dolor para el paciente. Si revisamos las variables dependientes del implante, se observa como los tornillos favorecen una mayor gravedad de la osteolisis, si entendemos dicha "gravedad" como número de zonas afectadas. Aunque somos conscientes de que no es el mejor modo de cuantificar la gravedad de la enfermedad, somos igualmente conscientes de que, con nuestros datos y herramientas, fue la mejor de la que dispusimos.

Si revisamos la bibliografía existente, nuestras conclusiones son coincidentes con la mayoría de los estudios publicados. Hemos citado varios trabajos donde se demuestra como mayor desgaste supone mayor osteolisis (Figura 121). Coincidimos en dicha afirmación y no reincidiremos en explicar dicha asociación, pero los datos son claros y reproducibles (11, 21, 97, 118).

Figura 121. Variación del volumen de la osteolisis en función del desgaste del PE. Tomado de Looney et al. (21).



Por otro lado, nuestros resultados reproducen casi totalmente las creencias de otros autores en lo que a influencia de parámetros biométricos se refiere. Los pacientes jóvenes y activos en el momento de la cirugía primaria presentan más osteolisis, por las causas que hemos mencionado, y así se refleja en diferentes estudios (148, 161, 162, 163). Nos parece importante que, teniendo en cuenta que la osteolisis es la complicación más relevante a largo plazo y que son precisamente estos pacientes jóvenes quienes pueden presentar dicha complicación, se intente limitar su aparición. Para ello debemos actuar sobre los elementos controlables por nuestra parte, que suelen ser el par de fricción y la técnica quirúrgica. Pares de baja fricción como los basados en cerámica y una técnica impecable son mandatorios en estos casos. La homogeneidad del implante en nuestra serie es una ventaja a la hora de añadir validez a los resultados pero nos impide corroborar las conclusiones que existen en la bibliografía acerca de la influencia de las características de la prótesis. No hemos observado ninguna influencia del tamaño de la cabeza o la cobertura de HA en el grado de la osteolisis, tal y como pregonan otros autores (81, 99, 100, 148, 161, 166, 167, 168, 169, 170). No obstante, creemos que el efecto del tamaño de la cabeza en la lisis se produce a través de su relación con el desgaste del PE y damos por hecho que la HA protege de la osteolisis. Esto último, pese a no poder demostrarlo con datos estadístico, lo hemos comprobado especialmente en el vástago. La integración de la HA metafisaria en el hueso receptor ha permitido sellar el paso de partículas distalmente. En ninguno de nuestros casos vimos lesiones más allá del trocánter menor. En lo referente a los tornillos, nuestros resultados son más demostrativos. Aunque la opinión de los autores al respecto está dividida, nosotros coincidimos con aquellos que afirman que los tornillos favorecen la expansión osteolítica. En las tablas 73 y 74 se presentan los resultados de alguno de estos trabajos (161, 164, 165, 228). No obstante, y a juzgar por la elevada incidencia de lisis en las artroplastias con tornillos de nuestra serie y la escasa incidencia de aflojamientos, creemos que no necesariamente se asocian a mayor pérdida de fijación. Apoyamos la teoría de que la presencia de tornillos permite la salida de líquido cargado de detritus por la

región posteromedial del implante, que no influye demasiado en la fijación, aliviando la presión en la zona periférica, donde se encuentra la integración ósea de la que depende la fijación en su mayor parte. Podríamos decir que los tornillos

Tabla 73. Radiolucencias en zonas de Charnley en función del empleo o no de tornillos. Tomado de Iorio et al. (228).

	Implanted With Screws	Implanted Without Screws	P
No. of implants	509	266	
Reoperations			
Total	6 (1.2%)	6 (2.3%)	.249
Acetabulum only	5 (0.98%)	5 (1.9%)	.249
Infections/Resections	1 (0.2%)	1 (0.4%)	.971
Periprosthetic fracture/ORIF	0	1 (0.4%)	.166
Periprosthetic fracture/ Femoral revision	1 (0.2%)	0	.469
Cup revision/Osteolysis	1 (0.2%)	0	.469
Cup revision/Instability	3 (0.5%)	3 (1.1%)	.417
Cup revision/Loosening	0	1 (0.4%)	.166
Acetabular radiolucency			
Total	47 (9.2%)	19 (7.1%)	.322
Zone 1	30 (5.9%)	6 (2.3%)	.022*
Zone 2	21 (4.1%)	8 (3.0%)	.436
Zone 3	9 (1.8%)	18 (6.8%)	.0003*
Radiodensity	1 (0.2%)	1 (0.4%)	.640
Osteolysis, >4 cm ² lesion	8 (1.6%, 6 Duraloc, 2 PFC)	2 (0.75%, 2 Duraloc)	.337
Bone loss of any kind	42 (8.3%)	31 (11.6%)	.124
Migration	0	0	—

ORIF indicates Open Reduction Internal Fixation.
*Significant value at $P < .05$.

se asocian a una osteolisis que es de mayor magnitud pero de menor importancia.

Tabla 74. Radiolucencias en zonas de Charnley en función del tipo de implante-. Tomado de Rohri et al. (161)

	PF (n = 20)	PF + HA (n = 21)	PF + screws (n = 21)	PF + pegs (n = 21)
Charnley Delee				
I (proximal-lateral)	13/4/2/1	21/0/0/0	17/2/1/1	14/6/1/0
II (central)	18/1/0/1	21/0/0/0	17/0/3/1	14/6/1/0
III (medial-distal)	14/3/2/1	19/2/0/0	12/5/1/3	12/2/4/3
Length (median)	0	0	11	18
Q 25-50-75	0-0-27	0-0-0	0-11-35	0-18-29
Range	0-87	0-14	0-78	0-54
P value		0.003*		

NOTE. RLL Length of ≥ 1 mm in percent of the total interface length at 5 years (AP view only).
*Kruskal-Wallis test.

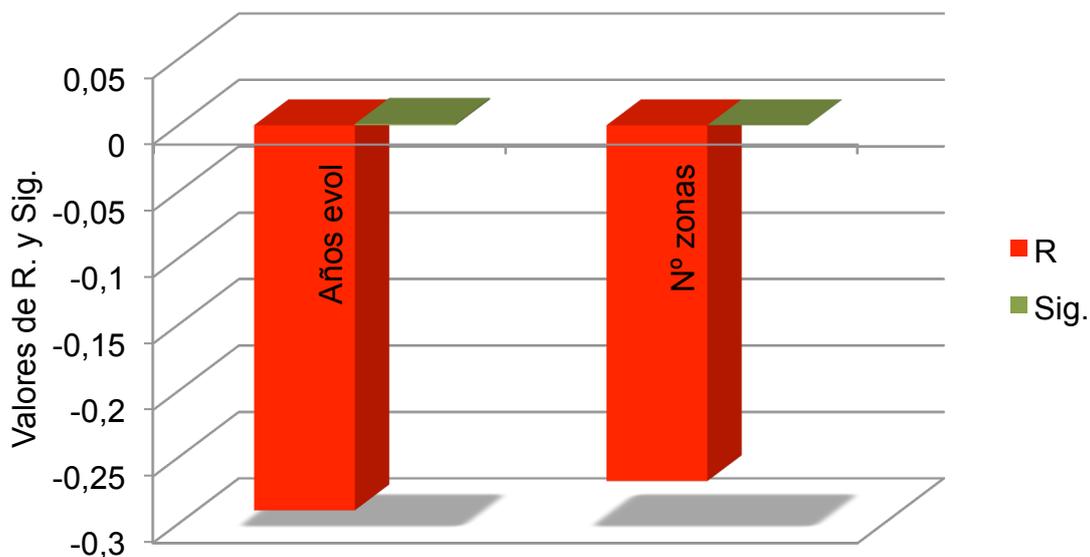
Para finalizar, nos detendremos en la relación entre la osteolisis y la abducción acetabular. Ciertamente no hemos encontrado ningún trabajo que recoja esta relación de forma determinante. Creemos que si la abducción acetabular influye sobre la osteolisis, lo hace a través de su papel en el desgaste del PE. Que la verticalidad del cotilo supone un mayor desgaste del PE es una teoría confirmada en diferentes trabajos, entre ellos el nuestro (82, 88, 89, 91). Esta relación es tan fuerte, que se plasma también sobre la osteolisis. No sabemos si un cotilo con más verticalidad o cambios en la versión podría facilitar el desarrollo de lesiones osteolíticas o la expansión de las mismas. Quizás podrían plantearse en un futuro estudios al respecto, empleando TC o RM de alta calidad.

Influencia sobre el patrón de crecimiento.

El estudio de la influencia de diferentes variables sobre el tipo de crecimiento de la osteolisis constituye probablemente el punto más interesante de este trabajo. No tanto por arrojar conclusiones de gran relevancia clínica, si no por el carácter novedoso de las mismas. Al revisar la bibliografía, no hemos encontrado ~~ve~~ trabajos que estudien este aspecto. Los únicos trabajos que analizar los factores que condicionan un tipo de crecimiento u otro son los que tienen en cuenta las características del implante: el tipo de fijación, la presencia de tornillos, etc. Ya hemos analizado esos trabajos y solo los mencionaremos de nuevo. Se ha comprobado como en las ATC cementadas predominan los patrones llamados lineales y en las no cementadas el crecimiento suele ser expansivo (148, 155). En lo que se refiere a los tornillos, su presencia facilita la osteolisis retroacetabular, mientras que su ausencia facilita la lisis de forma periférica y circunferencial “rim-related” (146, 147, 151). En general, para tratar de explicar de qué depende cada tipo de crecimiento de la osteolisis, los autores ha establecido una serie de teorías, más que trabajos demostrativos. Ya las hemos mencionado: son la teoría del espacio articular efectivo y del flujo preferencial (48, 148, 155, 156, 157, 158, 159).

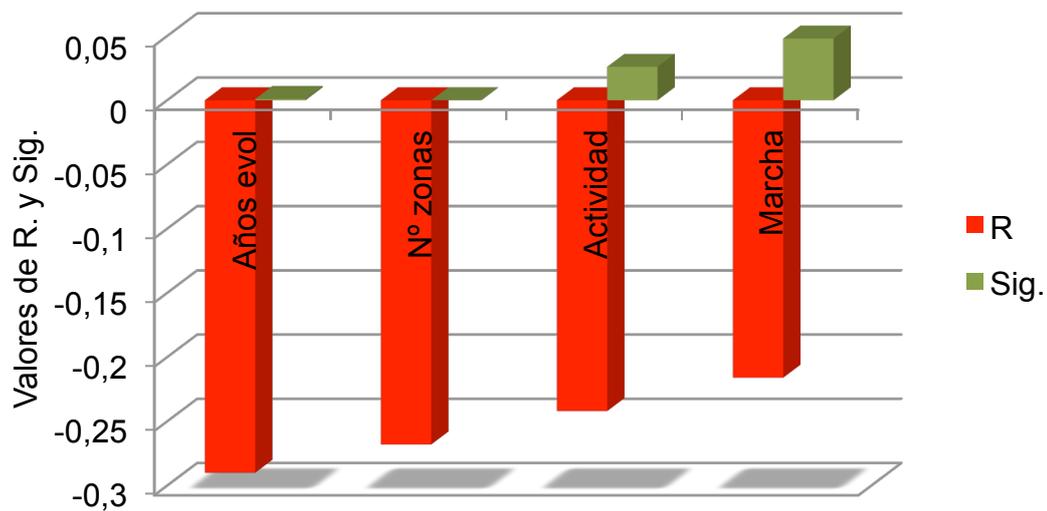
En lo que se refiere a la distribución espacial, después de analizar estadísticamente los resultados obtenidos, según el método descrito en el correspondiente capítulo, registramos algunos hallazgos relevantes (tabla 57 y figura 82). Comprobamos que dicho patrón se relacionó con el tiempo de evolución del implante y con la gravedad de la osteolisis. En ambos casos, el test ANOVA mostró diferencias estadísticamente significativas (sig. menores a 0,001) con R menores a - 0,26. Dicho de otro modo, a un mayor número de años de evolución y un mayor número de zonas afectadas, la distribución tendía a ser más periférica (figura 122).

Figura 122. Valores de R y la significación estadística de las variables relacionadas con la distribución espacial. Nótese que menor valor de sig. (p) supone mayor significación estadística.



Esto puede interpretarse de varias maneras. Creemos que los pocos casos que registramos de lesiones centrales pueden corresponder a artroplastias de pocos años de evolución. Como hemos explicado con anterioridad, la expansión del líquido cargado con detritus que causa la osteolisis se produce a través de zonas de menor resistencia. En los primeros años de vida de un implante, esas zonas se sitúan en los tornillos acetabulares, ya que la buena integración periférica a nivel acetabular, dificulta la salida del líquido a ese nivel. A medida que transcurren los años, la fijación periférica comienza a ceder a la presión y es entonces cuando la enfermedad se convierte en predominantemente periférica. De igual modo, una enfermedad con más años de evolución y una evolución periférica, supondrá un mayor número de zonas afectadas. Por otro lado, nos parece que artroplastias que presenten inicialmente una osteolisis central, con el paso de los años pueden pasar a presentar una lisis periférica, desde el momento en que esas lesiones quedan englobadas por la masa granulomatosa que llega desde la periferia del implante. Al estudiar los datos referentes al grado de continuidad de las lesiones, comprobamos como los resultados eran concordantes con lo que acabamos de mencionar y encontramos, además, otros hallazgos importantes. El grado de continuidad de la lesión se relacionaba con varias variables, de forma significativa (sig. menores a 0,048) y con R menores a 0,193 en todos los casos. Esto ocurrió para los años de evolución y el número de zonas, tal y como sucedía con la distribución espacial, pero también con la actividad y la marcha (tabla 58 y figura 83). Aunque la diferencia de medias (y por tanto la asociación) no fue tan grande como para la distribución espacial, y la significación fue menor, es suficiente para dotar de validez a los resultados (figura 123).

Figura 123. Valores de R y la significación estadística de las variables relacionadas con el grado de continuidad. Nótese que menor valor de sig. (p) supone mayor significación estadística.



Estos hallazgos pueden resumirse en que el grado de continuidad fue mayor cuanto mayor fue el número de años de evolución, el número de zonas afectadas, la actividad física del paciente y su capacidad de marcha. Las conclusiones que podemos extraer son variadas. Parte de estos resultados, los correspondientes a los años de evolución y al número de zonas afectadas puede compartir explicación con lo relatado para la distribución espacial. Creemos que las lesiones centrales y aisladas predominan en los primeros años de evolución del implante, dado que suelen producirse a través de los tornillos, donde la resistencia ósea al paso del líquido articular es menor. A medida que pasan los años, la integración ósea periférica va cediendo y la osteolisis puede convertirse entonces en periférica y continua, afectando a un mayor número de zonas. De igual modo, lesiones inicialmente aisladas y centrales, con el tiempo, convergen entre sí y con las lesiones periféricas, hasta formar una lesión continua que afectará a una mayor extensión de pelvis. La participación de la actividad y la marcha puede resultar más confusa pero tiene sentido. Hemos visto como la actividad física se asocia a mayor desgaste y a mayor osteolisis, tanto en este trabajo como en otros

ya citados. De igual modo, acabamos de ver que una mayor gravedad de la osteolisis (mayor número de zonas afectadas) se relaciona con lesiones continuas. Es lógico pensar que existan diferencia en el grado de continuidad en función de la actividad física. Por otro lado está la teoría del espacio articular efectivo y del flujo preferencial. Una mayor actividad física supone mayores cambios de presión intraarticular. Esto favorecerá un crecimiento más agresivo de la osteolisis, no a través de focos puntuales aislados, si no como una masa granulomatosa expansiva que irá englobando lesiones aisladas de menor tamaño.

Nuestros resultados en este aspecto no son fácilmente comparables dentro de la bibliografía existente pues no hay trabajos similares, como hemos dicho. La homogeneidad en las características de nuestro implante no nos permite detectar diferencias en el tipo de crecimiento según el tipo de fijación, por ejemplo. Respecto a los tornillos no hemos encontrado ninguna relación con el tipo de crecimiento aunque estamos de acuerdo con aquellos autores que consideran que su presencia puede favorecer una lisis retroacetabular, central y aislada, en lugar de periférica y continua (146, 147, 151). No existen trabajos que recojan resultados similares a los nuestros en lo referente a años de evolución, número de zonas afectadas o actividad física. Lo que sí parece acertado es que nuestros resultados son concordantes con las teorías del espacio articular efectivo y el flujo preferencial. Dichos principios permiten explicar tanto los hallazgos encontrados con RM en lo referente al tipo de crecimiento, como el papel que juegan las distintas variables en el mismo (148, 155, 156, 157, 158, 159).

5.4. Limitaciones del estudio

Esta Tesis presenta algunas limitaciones. Muchas de ellas encuentran su justificación en dos aspectos: la especificidad del tema y el carácter general del centro donde se ha realizado, que han condicionado el diseño del estudio. En primer lugar, se trata de un estudio basado en una serie relativamente pequeña de casos, sobre todo si la comparamos con estudios similares publicados en los últimos años. Las razones están claras. La osteolisis periprotésica constituye una complicación muy específica de las ATC, por lo que para su análisis hemos tenido

que ser rigurosos con los criterios de inclusión y exclusión. De hecho, aunque puede considerarse una serie corta, reúne el total de casos que han cumplido los criterios de inclusión a lo largo de prácticamente 20 años. Por otro lado, el método de estudio elegido (RM), aún siendo el de mayor validez para esta enfermedad, tiene una disponibilidad reducida en nuestro medio sanitario y su empleo debe cumplir escrupulosamente criterios clínicos. En realidad, la mayoría de los estudios con casuísticas superiores o bien presentan un abordaje más general del tema, empleando métodos diagnósticos de menor capacidad (como la RX) o bien han sido realizados en centros de mayor especialización. Aunque un mayor número de casos dotaría a nuestros resultados de mayor validez y al análisis estadístico realizado de mayor potencia, creemos que las 86 ATC que forman parte de nuestra serie han sido suficientes para responder las preguntas planteadas inicialmente. En segundo lugar, la limitación viene dada por el propio diseño del estudio. Se trata, como hemos descrito en el capítulo correspondiente, de un estudio descriptivo y transversal, basado en datos obtenidos de forma retrospectiva de una serie de casos consecutivos no aleatorizados (salvo en el caso del análisis del desgaste, que puede considerarse longitudinal retrospectivo, ya que analiza el desgaste como medida en el tiempo). La intención del estudio ha sido describir el estado a largo plazo de las ATC de la serie y conocer las características de la enfermedad osteolítica cuando se ha presentado, y no tanto plantear y resolver hipótesis, por lo que un análisis descriptivo es suficiente. La naturaleza transversal del trabajo viene relacionada con el tamaño de la serie y la dificultad para alcanzar un volumen aceptable de casos. Como hemos visto, la dificultad para el diagnóstico de la osteolisis, el número de ATC implantadas en nuestro hospital y la aplicación exquisita de los criterios de inclusión – exclusión ha hecho que para reunir 86 casos de los que disponemos hayamos tenido que retrotraernos hasta 20 años atrás. Para poder realizar un estudio longitudinal retrospectivo precisaríamos de información clínica y radiográfica (con RM) a lo largo de esos años de evolución de la serie. No es imposible disponer de todos esos datos en la actualidad y mucho menos de estudios seriados de RM. Por otro lado, para realizar un estudio longitudinal prospectivo en una complicación de larga evolución como ésta, habría que plantear un estudio que precisaría de

varios años antes de obtener cualquier conclusión. El carácter no aleatorizado de los casos también responde a la intención del trabajo. Nuestro objetivo final fue estudiar la osteolisis, por lo que decidimos, de acuerdo con los criterios de inclusión y exclusión, construir una serie de casos que nos permitiese alcanzar este objetivo de la mejor forma posible, aunque ello supusiese sacrificar la aleatorización. En tercer lugar y derivado de los dos anteriores, las características del diseño del estudio no nos permitieron plantear hipótesis. El trabajo muestra las características de una enfermedad y aquellos factores con los que se relaciona, pero con el diseño actual no nos permite establecer y resolver hipótesis que se permitiría en un estudio de cohortes, por ejemplo. No obstante, la complejidad derivada de un trabajo así nos hizo desestimar esa posibilidad a la hora de plantear el diseño. Aunque reconocemos que la validez científica de este tipo de estudios es reducida, creemos que fue un método óptimo para poder responder a nuestros objetivos que recordemos fueron: conocer el estado actual de la enfermedad en nuestro ámbito, sus características y orientar donde pueden encontrarse sus causas y no tanto ofrecer una elevada evidencia científica de las mismas. Asimismo creemos que más que realizar un estudio de elevada validez científica, es importante que el trabajo sea acorde a las circunstancias y medios donde ha sido llevado a cabo y que haya sido realizado con la mayor rigurosidad en cada una de sus partes, como creemos que ha sido nuestro estudio.

Existen algunas limitaciones que pueden considerarse, en conjunto, relacionadas con las variables estudiadas. Se podría debatir la elección de la escala de Merle D'Aubigné para la valoración del estado clínico de los casos incluidos, en lugar de otros métodos que han adquirido validez durante los últimos años. Sin embargo, esta escala era la utilizada en el protocolo del que obtuvimos parte de la información y nos pareció más adecuado seguir empleando esa misma graduación. La misma razón fue la que nos llevo a emplear la variable altura de trocánter mayor como una medida indirecta del "offset" vertical femoral. El hecho de que dicho "offset" ya estuviese medido de esa manera en parte de la serie hizo que siguiésemos usándolo, a pesar de que no encontramos referencias al mismo en otros trabajos. Otro punto de conflicto es el cálculo de la versión acetabular. Como explicamos en su momento, al no disponer de TC en todos los casos, en

muchos de ellos basamos dicha medida en la RM, aun conociendo de que no es el método óptimo para ello. En cualquier caso, la RM nos permitió realizar el cálculo de la versión en la mayoría de los casos y optamos por excluir aquellas mediciones de mala calidad. Algo similar ocurrió con la estimación de la gravedad de la enfermedad. Ya hemos explicado como muchos trabajos se han decantado por el empleo de la TC para realizar un cálculo volumétrico de la osteolisis y así graduar la gravedad de la enfermedad. En nuestro caso se consideró que para los objetivos de la Tesis la RM aportaría mucha más información que la TC, aunque ello implicase sacrificar la mayor capacidad de esta última para el cálculo volumétrico. Por tanto, partiendo de la no disponibilidad de TC, basamos la gravedad de la enfermedad en el número de zonas afectadas según la RM. Reconocemos que tal vez no sea el mejor ni el más reproducible método de medida de gravedad, pero, dentro de nuestras posibilidades, fue el más viable y cumplió su fin a la perfección. Por último, en el análisis de las lesiones líticas con RM no tuvimos en cuenta las lesiones previas. Algunos autores han podido comprobar que algunas de las lesiones líticas observadas por TC o RM pueden corresponder a lesiones existentes ya antes de la cirugía (geodas derivadas de la artrosis). La única forma de distinguir ambas sería disponer de un estudio previo de RM del que, lógicamente, no disponíamos. No obstante aquellos casos con manifiestas lesiones quísticas preoperatorias fueron excluidos.

Aunque no pueda considerarse como una limitación propiamente dicha, la escasez de bibliografía relacionada con el tema estudiado podría llegar a afectar a la validez del trabajo. Por un lado, el escaso número de artículos encontrados acerca del estudio de la osteolisis con RM, ha provocado que en algunas cuestiones, como la definición de los patrones de crecimiento hayamos ejercido el papel de pioneros, basando nuestros hallazgos en suposiciones propias que puede en el futuro demostrarse. La ausencia de referencias de otros autores no nos ha permitido tampoco contrastar adecuadamente nuestro resultados y por tanto, conocer su grado de validez y reproductibilidad.

5.5. Futuras líneas de investigación

A lo largo del presente trabajo, en varias ocasiones, hemos mencionado algunas cuestiones donde el análisis realizado se quedaba corto sobre las cuales sería interesante profundizar en un futuro. Estos interrogantes pueden constituir el inicio de futuros trabajos.

En este sentido nos parece interesante ahondar en el comportamiento de los pares de fricción. El haber empleado con éxito un método validado para el cálculo del desgaste del PE en nuestra serie, anima a realizar estudios en otras muestras poblacionales diferentes. Un potencial trabajo futuro sería calcular el desgaste de PE en pares de fricción con diferentes características: diferentes tamaños de cabeza, diferentes materiales o diferentes métodos de mejora o de esterilización del PE. De hecho, en nuestro hospital disponemos de una serie de algunos años de evolución de PE implementados con vitamina E y que han sido implantados empleando el mismo componente cotiloideo que el de este trabajo. Estudiar el desgaste de PE en ese grupo o y compararlo con nuestro estudio el presente sería una provechosa línea de investigación y avanzaremos en ese sentido. Igualmente sería interesante comparar los datos de la presente serie con los ofrecidos por otro implante, de diferente modelo o con distinta fijación primaria. En un avance de ese futuro de investigación, ya hemos realizado alguna ponencia en congresos nacionales e internacionales, analizando con mayor profundidad el desgaste y sus factores causales dentro de esta misma serie.

Dado que la RM nos ha aportado gran cantidad de información, parece interesante conocer que datos podemos obtener con otras pruebas, como la TC. Aquí, el estudio volumétrico con TC es un punto de interés. Aunque disponemos de un número limitado de estudios con TC dentro de esta serie, estamos trabajando para tratar de realizar estimaciones volumétricas del daño osteolítico en esos casos, tal y como han realizado otros autores muchas veces citados. En el caso de poder llevar a cabo de forma reproducible dicha estimación, una futura línea de trabajo sería el estudio de la progresión volumétrica de la enfermedad con TC, bien de forma aislada, o bien asociada a un estudio complementario de

RM. Otra posibilidad es realizar análisis basados en reconstrucción tridimensional con TC, línea en la que ya se está trabajando, para tratar de dar un carácter más espacial a la osteolisis, lo que nos permitiría profundizar de forma más clara en su conocimiento.

Algunas de las futuras líneas de investigación pueden derivar del intento por corregir las limitaciones del presente trabajo. Es el caso de las relacionadas con su diseño. Tomando como base la actual Tesis, en un futuro nos plantearemos la posibilidad de realizar un estudio longitudinal, a medio y largo plazo, con una recogida continua y periódica de información clínica y radiográfica. Este diseño, supondría la revisión clínica de los paciente y la realización de estudios de imagen seriados. Una RM preoperatoria serviría, por ejemplo, para diferenciar las lesiones quísticas preexistentes de las debidas a la osteolisis. Un estudio seriado de TC, por ejemplo cada 5 años, nos aportaría información compleja acerca de la progresión espacial y volumétrica de esta enfermedad. En conjunto, este planteamiento, mucho más ambicioso, aportaría una mayor cantidad de información y permitiría el planteamiento de hipótesis y su comprobación, con mayor potencia estadística.

En general, podemos decir que este trabajo aspira a ser un referente, dentro de nuestro medio, de la sistemática a seguir y los resultados del estudio de la osteolisis dentro de un hospital general, donde otros autores puedan obtener información o comparar sus propios datos.

6. Conclusiones

Podemos obtener las de la Tesis si respondemos a las cuestiones planteadas con los objetivos de la misma:

1. Las ATC analizadas presentaron un comportamiento óptimo. Se registraron pocas complicaciones quirúrgicas relevantes: un 3,5 % de fracturas y un 8,1% de subluxación, ambas solucionadas intraoperatoriamente. La evolución a largo plazo fue satisfactoria. Con una vida media de 13,14 años, la proporción de cirugía de revisión fue del 20,9%, en su mayor parte por complicaciones derivadas del desgaste del PE (10,5%). Las puntuaciones en las escalas de valoración clínica fueron elevadas, presentando una media de 15,22 puntos en la escala de Merle D'Aubigné y un grado de actividad física entre moderada y fuerte. Por último, los parámetros radiográficos durante su seguimiento fueron aceptables, con una colocación adecuada de los componentes (abducción acetabular media de 48,02° y anteversión media de 12,87°) y unas cifras de desgaste concordantes con otras series (0,12 mm / año).
2. La incidencia de osteolisis en nuestra serie es muy elevada, con una gravedad moderada. Un 72% de nuestros casos presentaron osteolisis pélvica o femoral y en un 20,9% la enfermedad osteolítica fue considerada grave. Sin embargo, esta elevada incidencia no se asoció claramente a una tasa de fracasos elevada y se registró una cifra de recambios por movilización de componentes de sólo el 8,1 %. La osteolisis analizada siguió un patrón periférico y continuo. El crecimiento fue predominantemente periférico en el 85,4% de los casos con osteolisis y las lesiones fueron continuas en el 92,8% de los casos con lesión granulomatosa u osteolítica.
3. La existencia y gravedad de la osteolisis está influenciada positiva y negativamente por numerosas variables. Dentro de

la consideración de estadísticamente significativo, vimos como distintos factores son responsables de mayor gravedad de la enfermedad osteolítica: la actividad física (coef. corr. 0,338) , la abducción acetabular (0,283), la tasa de desgaste (0,500) y el número de tornillos empleados (0,308). Por el contrario, la presencia y gravedad de la enfermedad fueron influenciadas negativamente por la edad del paciente en el momento de la cirugía primaria (coef. corr. -0,220). Por otro lado, las distribuciones espaciales periféricas se asociaron, de forma significativa, con el número de años de evolución ($R = -0,290$) y el número de zonas afectadas ($-0,268$). Finalmente, las lesiones continuas se relacionaron con los años de evolución ($R = -0,193$), el número de zonas afectadas ($-0,197$), la actividad física ($-0,242$) y la marcha ($-0,216$).

4. Nuestros resultados son equiparables a los publicados por otros autores referentes en el tema y tienen cabida dentro de los conceptos de espacio articular efectivo y flujo preferencial, como se muestra con la revisión y comparación bibliográfica realizada dentro del apartado de Discusión.

Bibliografía

1. Macaulay W and Salvaty E. Artroplastia total primaria de cadera. En: Fitzgerald RH (director). Ortopedia. Tomo I. 2^a ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 2004. p1013-1024.
2. Dagenais S, Garbedian S, Wai E. Systematic review of the prevalence of radiographic primary hip osteoarthritis. Clin Orthop Relat Res. 2009; 467: 623-37.
3. Ganz R, Leunig Michael, Leunig-Ganz K, Harris WH. The etiology of osteoarthritis of the hip. An integrated mechanical concept. Clin Orthop Relat Res. 2008; 466: 264-72.
4. Wright A, Cook C, Abbott JH. Variables associated with the progression of hip steoarthritis: a systematic review. Arthritis & Rheumatism. 2009; 61: 925-36.
5. Moe R, Haavardsholm A, Christie A, Jamtvedt G, Thuve Dahm K, Birger Hagen K. Effectiveness of nonpharmacological and nonsurgical interventions for hip osteoarthritis: an umbrella review of high-quality systematic reviews. Phys Ther. 2007; 87: 1716-27.
6. Scott D. Osteoarthritis of the Hip. Am Fam Physician. 2010; 81: 444-5.
7. Gigante A, Callegari L. The role of intra-articular hyaluronan in the treatment of osteoarthritis. Rheumatol Int. 2011; 31: 427-44.
8. Pogliacomi F, De Filippo M, Costantino C, Wallensten R, Soncini G. 2006: the value of pelvic and femoral osteotomies in hip surgery. Acta Biomed. 2007; 78: 60-70.
9. Van Gerwen M, Shaerf D, Veen RM. Hip resurfacing arthroplasty. A systematic review of functional outcome. Acta Orthopaedica. 2010; 81: 680-

- 3.
10. Pivec R, Johnson AJ, Mears SC, Mont MA. Hip arthroplasty. *Lancet*. 2012; 380: 1768-77.
11. Laupacis A, Bourne R, Rorabeck C, Feeny D, Wong C, Tugwell P et al. The effect of elective total hip replacement on health-related quality of life. *J Bone Joint Surg Am*. 1993; 75: 1619-26.
12. Röder C, Parvizi J, Eggli S, Berry DJ, Müller ME, Busato A. Demographic factors affecting long-term outcome of total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2003; 417: 62-73.
13. Coventry MB. Historia de la artroplastia y de los reemplazos articulares. En: Morrey BF (editor). *Artroplastia. Reemplazos articulares*. 1ª Ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 1994. p19-20.
14. Gomez P, Morcuende JA. Early attempts at hip arthroplasty. 1700s to 1950s. *Iowa Orthop J*. 2005; 25: 25-9.
15. Judet R, Judet J. Technic and results with the acrylic femoral head prothesis. *J Bone Joint Surg*. 1952; 45: 173-80.
16. Moore AT. Metal hip joint: a new self - locking vitalliuhehis. *S Med J*. 1952; 45: 1015-9.
17. McKee GK, Farrar Jw. Replacement of arthritic hips by the Mckee-Farrar prosthesis. *J Bone Joint Surg*. 1966; 48: 245-59.
18. Charnley J. Arthroplasty of the hip, a new operation. *Lancet*. 1961; I: 1129-32.
19. Charnley J. Tissue reactions to polytetrafluorethylene. *Lancet*. 1963; II: 1379.
20. Charnley J. The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip

- performed as a primary intervention. *J Bone Joint Surg.* 1972; 54: 61-76.
21. Looney J, Boyd A, Totterman S, Seo G-S, Tamez-Pena J, Campbell D et al. Volumetric computerized tomography as a measurement of periprosthetic acetabular osteolysis and its correlation with wear. *Arthritis Res.* 2002; 4: 59–63.
 22. Jimenez Garcia R, Villanueva Martinez M, Fernandez de las Penas C, Hernandez Barrera V, Rios-Luna A, Carrasco P et al. Trends in primary total hip arthroplasty in Spain from 2001 to 2008. *BMC Musculoskelet Disord.* 2011; 12: 43.
 23. Carrera Calderer L, Busquets Net R, Navarro Quilis A. Introducción. En: Hernández Vaquero D (director): *La cadera*. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 1997. p231-40.
 24. Harkess J, Crockarell J. Diseño y selección de los componentes de la artroplastia total de cadera. En: Canale & Beaty (editores): *Campbell Cirugía Ortopédica*. 11ª Ed. Madrid: Elsevier; 2009. p318-34.
 25. Baker P, McMurtry I, Chuter G, Port A, Anderson J. THA with the ABG I prosthesis at 15 years. Excellent survival with minimal osteolysis. *Clin Orthop Relat Res.* 2010; 468: 1855-61.
 26. Chandran P, Azzabi M, Miles J, Andrews M, Bradley J. Furlong hydroxyapatite-coated hip prosthesis vs the Charnley cemented hip prosthesis. *J Arthroplasty.* 2010; 25: 52-7.
 27. Gross M. A critique of the methodologies used in clinical studies of hip-joint arthroplasty published in the English-language orthopaedic literature. *J Bone Joint Surg Am.* 1988; 70: 1364-71.
 28. Gallo J. Letter to the Editor. THA with the ABG I Prosthesis at 15 Years: Excellent Survival with Minimal Osteolysis. *Clin Orthop Relat Res.* 2010; 468:

1178-9.

29. Murray DW, Carr AJ, Bulstrode CJ. Which primary total hip replacement? *J Bone Joint Surg Br.* 1995; 77:520-7.
30. Hernández Vaquero D, Barrera Cadenas J L. Sistemas de evaluación de los resultados en las artroplastias. *Rev Ortp Traumatol.* 1999; 43: 245-51.
31. Merle D'Aubigne R, Postel M. Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. *J Bone Joint Surg.* 1954; 36: 451-75.
32. Johnston RC, Fitzgerald RA, Harris WH, Muller ME, Sledge CB. Clinical and radiographic evaluation of total hip replacement. A standard system of terminology for reporting results. *J Bone Joint Surg.* 1990; 72: 161-8.
33. Hodgkinson JP, Shelley P, Wroblewski BM. The correlation between the roentgenographic appearance and operative findings at the bone-cement junction of the socket in Charnley low friction arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res.* 1988; 228: 105-9.
34. Harris WH, McGann WA: Loosening of the femoral component after use of medullary-plug cementing technique. Follow-up note with a minimum five-year follow-up. *J Bone Joint Surg.* 1986; 68: 1064-6.
35. Alegre Mateo R, Suarez Vázquez A, García Sandoval MA, Menéndez Viñuela G, Hernández Vaquero, D. Artroplastias de cadera de baja fricción. *Rev Ortop Traumatol.* 1996; 40: 415-9.
36. Kaplan EL, Meier P. Non parametric estimation from incomplete observation. *J Am Stat Assoc.* 1958; 53: 457-81.
37. Drake BG, Callahan CM, Dittus RS, Wright JG. Global rating systems used in assessing knee arthroplasty outcomes. *J Arthroplasty.* 1994; 9: 409-17.
38. Wroblewski BM, Fleming PA, Siney PD. Charnley low-frictional torque arthroplasty of the hip. 20-to-30 year results. *J Bone Joint Surg Br.* 1999; 81:

427-30.

39. Berry DJ, Harmsen WS, Cabanela ME, Morrey BF. Twenty-five-year survivorship of two thousand consecutive primary Charnley total hip replacements: factors affecting survivorship of acetabular and femoral components. *J Bone Joint Surg Am.* 2002; 84: 171-7.
40. Callaghan J, Bracha P, Liu SS, Piyaworakhun S, Goetz DD, Johnston RC. Survivorship of a Charnley Total Hip Arthroplasty: A Concise Follow-up, at a Minimum of Thirty-five Years, of Previous Reports. *J Bone Joint Surg Am.* 2009; 91: 2617-21.
41. Hernández Vaquero D, Suárez Vazquez A, Fernandez Lombardia J. Charnley low-friction arthroplasty of the hip. Five to 25 years. *BMC Musculoskeletal Disorders.* 2008; 9: 69.
42. Sharma DK, Brooks S. Long-term follow-up (11 years plus) results of JRI (Furlong) total hip arthroplasty in young patients: cause for concern regarding acetabular cup? *International Orthopaedics.* 2006; 30: 375-80.
43. Bliss JM, Law PL, Patil SS, Colwell CW Jr. Hydroxyapatite-coated femoral stem/porous-coated acetabulum survivorship at 15 years. *J Arthroplasty.* 2011; 26: 972-5.
44. Sanz Reig J, Lizaur Utrilla A, PlazaolaGutiérrez J, Cebrián Gómez R. La artroplastia total de cadera porosa en pacientes mayores de 70 años. *Rev Ortp Traumatol.* 2007; 51: 198-204.
45. Suárez Vázquez A, Cervero Suárez J, Abat Gonzalez F, Hernández Vaquero D. Changes in the proximal femur after 10 years with hydroxyapatite coated stems with metaphyseal support. *J Bone Joint Surg Br.* 2009; 91: 317-8.
46. Murcia A, Paz J, Hernández Vaquero D, Blanco A, Rico MA. Medium term results of the biapro cup. Multicentre study and clinical experience after 10

- years. *J Bone Joint Surg Br.* 2004; 86: 334-5.
47. Maloney WJ, Schmalzried T, Harris WH. Analysis of Long-Term Cemented Total Hip Arthroplasty Retrievals. *Clin Orthop.* 2002; 405: 70-8.
 48. Schmalzried TP. Current Concepts Review - Wear in Total Hip and Knee Replacements. *J Bone Joint Surg.* 1999; 81: 115-36.
 49. Coathupa MJ, Blackburna J, Goodshipa AE, Cunninghamb JL, Smitha T, Blunna GW. Role of hydroxyapatite coating in resisting wear particle migration and osteolysis around acetabular components. *Biomaterials.* 2005; 26: 4161-9.
 50. Emans PJ, Broeke RH, Van Mulken JM, Kuijer R, Van Rhijn LW, Geesink RG. Results of total hip arthroplasties in the young patient; further evidence for a barrier against articular wear debris by hydroxyapatite coatings. *Hip Int.* 2009; 19: 343-51.
 51. Yoon KS, Kim JH, Lee JH, Kang SB. Randomized Clinical Trial of Cementless Femoral Stems With and Without Hydroxyapatite/Tricalcium-Phosphate Coating. *J Arthroplasty.* 2007; 22: 504-8.
 52. Merle C, Clarius M, Aldinger PR. Long-term results of uncemented stems in total hip arthroplasty: analysis of survival rates with a minimum 15-year follow-up. *Orthopade.* 2010; 39: 80-6.
 53. Havelin LI, Espehaug B, Engesaeter LB. The performance of two hydroxyapatite-coated acetabular cups compared with Charnley cups. From the Norwegian Arthroplasty Register. *J. Bone Joint Surg.* 2002; 84: 839-45.
 54. Eftekhari NS, Nercessian O. Incidence and mechanism of failure of cemented acetabular component in total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am.* 1988; 19: 557-66.
 55. Kim YH, Kim JS, Park JW, Joo JH. Periacetabular osteolysis is the problem

- in contemporary total hip arthroplasty in young patients. *J Arthroplasty*. 2012; 27: 74-81.
56. Heisel C, Silva M, Schmalzried TP. Bearing surface options for total hip replacement in young patients. *Instr Course Lect*. 2004; 53: 49-65.
 57. Sieber HP, Rieker CB, Köttig P. Analysis of 118 second-generation metal-on-metal retrieved hip implants. *J Bone Joint Surg Br*. 1999; 81: 46-50.
 58. Hamilton WG, McAuley JP, Dennis DA, Murphy JA, Blumenfeld TJ, Politi J. THA With Delta Ceramic on Ceramic: Results of a Multicenter Investigational Device Exemption Trial. *Clin Orthop Relat Res*. 2010; 468: 358–66.
 59. Nich C, Sariali el-H, Hannouche D, Nizard R, Witvoet J, Sedel L et al. Long-term results of alumina on-alumina hip arthroplasty for osteonecrosis. *Clin Orthop Relat Res*. 2006; 442: 283.
 60. Charnley J, Halley DK. Rate of wear in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res*. 1975; 112: 170-9.
 61. Wroblewski BM, Siney PD. Charnley. Low-friction arthroplasty of the hip. Long-term results. *ClinOrthop Relat Res*. 1993; 292: 191-201.
 62. Rimnac CM, Klein RW, Betts F, Wright TM. Post-irradiation aging of ultra-high molecular weight polyethylene. *J Bone Joint Surg Am*. 1994; 76: 1052-6.
 63. Bargmann LS, Bargmann BC, Collier JP, Currier BH, Mayor MB. Current sterilization and packaging methods for polyethylene. *Clin Orthop Relat Res*. 1999; 369: 49-58.
 64. Muratoglu OK, Merrill EW, Bragdon CR, O'Connor D, Hoeffel D, Burroughs B et al. Effect of radiation, heat, and aging on in vitro wear resistance of polyethylene. *Clin Orthop Relat Res*. 2003; 417: 253-62.
 65. Oral E, Christensen SD, Malhi AS, Wannomae KK, Muratoglu OK. Cross-Linked,Ultrahigh-Molecular Weight Polyethylene Doped With Vitamin E. The

Journal of Arthroplasty. 2006; 21: 580-91.

66. Kang JS, Park SR, Ebramzadeh E, Dorr L. Measurement of polyethylenewear in total hip arthroplasty: Accuracy versus ease of use. *Yonsei Med J.* 2003; 44: 473-8.
67. McCalden RW, Naudie DD, Yuan X, Bourne RB. Radiographic methods for the assessment of polyethylene wear after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2005; 87: 2323-34.
68. Devane PA, Bourne RB, Rorabeck CH, Hardie RM, Horne JG. Measurement of polyethylene wear in metal-backed acetabular cups: I. Three-dimensional technique. *Clin Orthop Relat Res.* 1995; 319: 303-16.
69. Martell JM, Berdia S. Determination of polyethylene wear in total hip replacements with use of digital radiographs. *J Bone Joint Surg Am.* 1997; 79: 1635-41.
70. Hui A, McCalden R, Martell J, MacDonald S, Bourne R, Rorabeck C. Validation of two and three-dimensional radiographic techniques for measuring polyethylene wear after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2003; 85: 505-11.
71. Geerdink CH, Grimm B, Vencken W, Heyligers IC, Tonino AJ. Cross-linked compared with historical polyethylene in THA: an 8-year clinical study. *Clin Orthop Relat Res.* 2009; 467: 979–84.
72. Crockarell JR Jr, Snearly CM. Accuracy and precision of two computer-assisted methods of radiographic wear measurement in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2012; 27: 37-40.
73. Geerdink CH, Grimm B, Vencken W, Heyligers IC, Tonino AJ. The determination of linear and angular penetration of the femoral head into the acetabular component as an assessment of wear in total hip replacement. *J*

Bone Joint Surg Br. 2008; 90: 839-46.

74. Sandoval García MA, Suárez Vazquez A, Fernández Lombardia J, Hernández Vaquero D. Simple two-dimensional computer-assisted technique for radiographic assessment of polyethylene wear after THA. European Orthopaedic Research Society. 2006; Translations: 16.
75. Sychterz CJ, Engh CA, Yang A. Analysis of temporal wear patterns of porous-coated acetabular components: distinguishing between true wear and so-called bedding-in. J Bone Joint Surg Am. 1999; 81: 821-30.
76. McKellop HA, Lu B, Li S. Wear of acetabular cups of conventional and modified UHMW polyethylenes compared on a hip joint simulator. Trans Orthop Res Soc. 1992; 17: 356.
77. Schmalzried TP, Dorey FJ, McKellop H. The multifactorial nature of polyethylene wear in vivo. J Bone Joint Surg Am. 1998 Aug; 80: 1234-42.
78. Dowd JE, Sychterz CJ, Young AM, Engh CA. Characterization of long-term femoral-head-penetration rates. Association with and prediction of osteolysis. J Bone Joint Surg Am. 2000; 82: 1102-7.
79. Wroblewski BM, Siney PD, Dowson D, Collins SN. Prospective clinical and joint simulator studies of a new total hip arthroplasty using alumina ceramic heads and cross-linked polyethylene cups. J. Bone and Joint Surg. 1996; 78: 280-5.
80. Devane PA, Robinson E. J, Bourne RB, Rorabeck CH, Nayak NN, Home JG. Measurement of polyethylene wear in acetabular components inserted with and without cement. A randomized trial. J. Bone and Joint Surg. 1997; 79: 682-9.
81. Kurtz SM, Gawel HA, Patel JD. History and systematic review of wear and osteolysis outcomes for first-generation highly crosslinked polyethylene. Clin

- Orthop Relat Res. 2011; 469: 2262-77.
82. Gallo J, Havranek V, Zapletalova J. Risk factors for accelerated polyethylene wear and osteolysis in ABG I total hip arthroplasty. *Int Orthop*. 2010 January; 34: 19–26.
 83. Wroblewski BM, Siney PD, Fleming PA. Wear of the cup in the Charnley LFA in the young patient. *J Bone Joint Surg Br*. 2004 May; 86: 498-503.
 84. Schmalzried TP, Shepherd EF, Dorey FJ, Jackson WO, del a Rosa M, Fa'vae F et al. The John Charnley Award. Wear is a function of use, not time. *Clin Orthop Relat Res*. 2000 Dec; 381: 36-46.
 85. Engh CA, Powers CC, Ho H, Beykirch-Padgett SE, Hopper RH Jr, Engh CA Jr. The effect of poly sterilization on wear, osteolysis and survivorship of a press-fit cup at 10-year followup. *Clin Orthop Relat Res*. 2012 Feb; 470: 462-70.
 86. Penmetsa JR, Laz PJ, Petrella AJ, Rullkoetter PJ. Influence of polyethylene creep behavior on wear in total hip arthroplasty. *J Orthop Res*. 2006 Mar; 24: 422-7.
 87. Eggli S, Brun S, Gerber C, Ganz R. Comparison of polyethylene wear with femoral heads of 22 mm and 32 mm. A prospective, randomised study. *J Bone Joint Surg Br*. 2002; 84: 447-51.
 88. Kampa RJ, Hacker A, Griffiths E, Rosson JW. In vivo polyethylene wear of bilateral total hip replacements - cemented versus uncemented modular sockets. *Hip Int*. 2010 Oct-Dec; 20: 447-52.
 89. Zhinian W, Boutary M, Dorr Lawrence D. The influence of acetabular component position on wear in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2008; 23: 51-6.
 90. Wines A, McNicol D. Computed tomography measurement of the accuracy of

component version in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2006; 21: 696-701.

91. Charnley J. *Low friction arthroplasty of the hip: theory and practice*. Berlin: Springer - Verlag; 1979: p332-44.
92. Ito H, Maloney CM, Crowninshield RD, Clohisy JC, McDonald DJ, Maloney WJ. In vivo femoral head damage and its effect on polyethylene wear. *J Arthroplasty*. 2010 Feb; 25: 302-8.
93. Dowsona D, Taheria S, Wallbridgea NC. The role of counterface imperfections in the wear of polyethylene. *Wear*. 1987; 119: 277-93.
94. Oparaugo PC, Clarke IC, Malchau H, Herberts P. Correlation of wear debris-induced osteolysis and revision with volumetric wear-rates of polyethylene: a survey of 8 reports in the literature. *Acta Orthop Scand*. 2001; 72: 22-8.
95. Sychterz CJ, Engh CA Jr, Shah N, Engh CA Sr. Radiographic evaluation of penetration by the femoral head into the femoral head into the polyethylene liner over time. *J Bone Joint Surg Am*. 1997; 79: 1040-6.
96. Sochart DH. Relationship of acetabular wear to osteolysis and loosening in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Rel Res*. 1999; 363: 135-50.
97. Puri L, Wixson RL, Stern SH, Kohli J, Hendrix RW, Stulberg SD. Use of helical computed tomography for the assessment of acetabular osteolysis after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2002; 84: 609-14.
98. Gallo J, Kamínek P, Tichá V, Riháková P, Ditmar R. Particle disease. A comprehensive theory of periprosthetic osteolysis: a review. *Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub*. 2002; 146: 21-8.
99. Santavirta S, Xu J-W, Hietanen J, Ceponis A, Sorsa T, Kontio R. Activation of periprosthetic connective tissue in aseptic loosening of total hip replacements. *Clin Orthop Relat Res*. 1998; 352: 16-24.

100. Ollivere B, Wimhurst JA, Clark IM, Donell ST. Current concepts in osteolysis. *J Bone Joint Surg Br.* 2012; 94: 10-5.
101. Harris W. Wear and Periprosthetic Osteolysis: The Problem. *Clin Orthop Relat Res.* 2001; 393: 66-70.
102. Stulberg SD, Wixson RL, Adams AD, Hendrix RW, Bernfield JB. Monitoring pelvic osteolysis following total hip replacement surgery: an algorithm for surveillance. *J Bone Joint Surg Am.* 2002; 84: 116-22.
103. Lavernia CJ. Cost-effectiveness of early surgical intervention in silent osteolysis. *J Arthroplasty.* 1998; 13: 277-9.
104. Engh CA Jr, Sychterz CJ, Young AM, Pollock DC, Toomey SD, Engh CA Sr. Interobserver and intraobserver variability in radiographic assessment of osteolysis. *J Arthroplasty.* 2002; 17: 752-9.
105. Bojescul JA, Xenos JS, Callaghan JJ, Savory CG. Results of porous-coated anatomic total hip arthroplasty without cement at fifteen years: a concise follow-up of a previous report. *J Bone Joint Surg Am.* 2003; 85: 1079-83.
106. Kim YH, Kim JS, Cho SH. Primary total hip arthroplasty with a cementless porous-coated anatomic total hip prosthesis: 10- to 12-year results of prospective and consecutive series. *J Arthroplasty.* 1999; 14: 538-48.
107. Kim YH, Kook HK, Kim JS. Total hip replacement with a cementless acetabular component and a cemented femoral component in patients younger than fifty years of age. *J Bone Joint Surg Am.* 2002; 84: 770-4.
108. Malchau H, Potter HG. How are wear-related problems diagnosed and what forms of surveillance are necessary? *J Am Acad Orthop Surg.* 2008; 16: 14-9.
109. Harris WH. Osteolysis and particle disease in hip replacement: A review. *Acta Orthor Scand.* 1994; 65: 113-23.

110. Green TR, Fisher J, Matthews JB, Stone MH, Ingham E. Effect of size and dose on bone resorption activity of macrophages by in vitro clinically relevant ultra high molecular weight polyethylene particles. *J Biomed Mater Res.* 2000; 53: 490-7.
111. Sabokbar A, Fujikawa Y, Neale S, Murray DW, Athanasou NA. Human arthroplasty derived macrophages differentiate into osteoclastic bone resorbing cells. *Ann Rheum Dis.* 1997; 56: 414-20.
112. Puri L, Wixson RL, Stern SH, Kohli J, Hendrix RW, Stulberg SD. Use of helical computed tomography for the assessment of acetabular osteolysis after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2002; 84: 609-14.
113. Goodman SB. Does the immune system play a role in loosening and osteolysis of total joint replacements? *J Long Term Eff Med Implants.* 1996; 6: 91-101.
114. Gordon A, Greenfield EM, Eastell R, Kiss-Toth E, Wilkinson JM. Individual susceptibility to periprosthetic osteolysis is associated with altered patterns innate immune gene expression response to pro-inflammatory stimuli. *J Orthop Res.* 2010; 28: 1127-35.
115. Silent osteolysis: polyethylene debris in cementless total hip replacement. *Lectura en Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons.* 1993 Feb 20; San Francisco, CA.
116. Kitamura N, Sychterz CJ, Terefenko, Engh CA. The temporal progression of pelvic osteolysis after uncemented total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2006; 21: 791-5.
117. Stulberg SD, Wixson RL, Adams AD, Hendrix RW, Bernfield JB. Monitoring pelvic osteolysis following total hip replacement surgery: an algorithm for surveillance. *J Bone Joint Surg Am.* 2002; 84: 116-22.
118. Howie DW, Neale SD, Stamenkov R, McGee MA, Taylor DJ, Findlay DM.

- Progression of acetabular periprosthetic osteolytic lesions measured with computed tomography. *J Bone Joint Surg Am.* 2007; 89: 1818-25.
119. Hernández Vaquero D, Suárez Vazquez A. Quiste intrapélvico asintomático asociado a artroplastia de cadera. *Med Clin* 2007; 128: 598-9.
 120. McCalden RW, Naudie DD, Yuan X, Bourne RB. Radiographic methods for the assessment of polyethylene wear after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2005; 87: 2323-34.
 121. Stilling M, Kold S, de Raedt S, Andersen NT, Rahbek O, Søballe K. Superior accuracy of model-based radiostereometric analysis for measurement of polyethylene wear: A phantom study. *Bone Joint Res.* 2012; 1: 180-91.
 122. Crockarell JR Jr, Snearly CM. Accuracy and precision of two computer-assisted methods of radiographic wear measurement in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2012; 27: 37-40.
 123. Geerdink CH, Grimm B, Vencken W, Heyligers IC, Tonino AJ. The determination of linear and angular penetration of the femoral head into the acetabular component as an assessment of wear in total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 2008; 90: 839-46.
 124. Shon WY, Gupta S, Biswal S, Han SH, Hong SJ, Moon JG. Pelvic osteolysis relationship to radiographs and polyethylene wear. *J Arthroplasty.* 2009; 24: 743-50.
 125. Southwell DG, Bechtold JE, Lew WD, Schmidt AH. Improving the detection of acetabular osteolysis using oblique radiographs. *J Bone Joint Surg Br.* 1999; 81: 289-95.
 126. Hozack WJ, Mesa JJ, Carey C, Rothman RH. Relationship between polyethylene wear, pelvic osteolysis, and clinical symptomatology in patients with cementless acetabular components. A framework for decision making. *J*

Arthroplasty. 1996; 11: 769-72.

127. Walde TA, Weiland DE, Leung SB, Kitamura N, Sychterz CJ, Engh CA Jr et al. Comparison of CT, MRI, and radiographs in assessing pelvic osteolysis: a cadaveric study. *Clin Orthop Relat Res.* 2005; 437: 138-44.
128. Egawa H, Ho H, Huynh C, Hopper RH Jr, Engh CA Jr, Engh CA. A three-dimensional method for evaluating changes in acetabular osteolytic lesions in response to treatment. *Clin Orthop Relat Res.* 2010; 468: 480-90.
129. Bozic KJ, Rubash HE. The painful total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 2004; 420: 18-25.
130. Saleh KJ, Holtzman J, Gafni A, Saleh L, Davis A, Resig S et al. Reliability and intraoperative validity of preoperative assessment of standardized plain radiographs in predicting bone loss at revision hip surgery. *J Bone Joint Surg Am.* 2001; 83: 1040-6.
131. Potter HG, Nestor BJ, Sofka CM, Ho ST, Peters LE, Salvati EA. Magnetic resonance imaging after total hip arthroplasty: Evaluation of periprosthetic soft tissue. *J Bone Joint Surg Am.* 2004. 86: 1947-54.
132. Potter HG, Foo LF, Nestor BJ. What is the Role of Magnetic Resonance Imaging in the Evaluation of Total Hip Arthroplasty?. *HSS J.* 2005; 1: 89–93.
133. Aliabadi P, Tumeh SS, Weissman BN, McNeil BJ. Cemented total hip prosthesis: Radiographic and scintigraphic evaluation. *Radiology.* 1989; 173: 203-6.
134. Weiland DE, Walde TA, Leung SB, Sychterz CJ, Ho S, Engh CA et al. Magnetic resonance imaging in the evaluation of periprosthetic acetabular osteolysis: a cadaveric study. *J Orthop Res.* 2005; 23: 713-9.
135. Weiland DE, Walde TA, Leung SB, Sychterz CJ, Ho S, Engh CA, Potter HG. Magnetic resonance imaging in the evaluation of periprosthetic acetabular

- osteolysis: a cadaveric study. *J Orthop Res.* 2005; 23: 713-9.
136. Claus AM, Engh Jr CA, Sychterz CJ. Radiographic definition of pelvic osteolysis following total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg.* 2005; 85: 1519-26.
137. Cooper HJ, Ranawat AS, Potter HG, Foo LF, Jawetz ST, Ranawat CS. Magnetic resonance imaging in the diagnosis and management of hip pain after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2009; 24: 661-7.
138. Potter HG, Foo LF. Magnetic resonance imaging of joint arthroplasty. *Orthop Clin North Am.* 2006; 37: 361-73.
139. Radiation Dose in X-Ray and CT Exams [Internet]. Oak Brook IL: Radiological Society of North America, Inc. Revisado en Agosto 2014. Disponible en: http://www.radiologyinfo.org/en/pdf/sfty_xray.pdf.
140. Malchau H, Potter HG. How are wear-related problems diagnosed and what forms of surveillance are necessary? *J Am Acad Orthop Surg.* 2008; 16: 14-9.
141. White LM, Kim JK, Mehta M. Complications of total hip arthroplasty: MR imaging-initial experience. *Radiology.* 2000; 215: 254-62.
142. Potter HG, Montgomery KD, Padgett DE, Salvati EA, Helfet DL. Magnetic resonance imaging of the pelvis: New orthopaedic applications. *Clin Orthop Rel Res.* 1995; 319: 223-31.
143. Terefenko KM, Sychterz CJ, Orishimo K, Engh CA. Polyethylene liner exchange for excessive wear and osteolysis. *J Arthroplasty.* 2002; 17: 798-804.
144. Garcia Cimbrello E, Medero R, Blasco Alberdi A, Munuera L. Femoral osteolysis after low-friction arthroplasty. A planimetric study and volumetric estimate. *J Arthroplasty.* 1997; 12: 624-34.

145. Schwarz EM, Campbell D, Totterman S, Boyd A, O'Keefe RJ, Looney RJ. Use of volumetric computerized tomography as a primary outcome measure to evaluate drug efficacy in the prevention of peri-prosthetic osteolysis. *J Orthop Res.* 2003; 21: 1049-55.
146. Claus AM, Sychterz CJ, Hopper RH Jr, Engh CA. Pattern of osteolysis around two different cementless metal-backed cups: retrospective, radiographic analysis at minimum 10-year follow-up. *J Arthroplasty.* 2001; 16: 177-82.
147. Stamenkov RB, Howie DW, Neale SD, McGee MA, Taylor DJ, Findlay DM. Distribution of periacetabular osteolytic lesions varies according to component design. *J Arthroplasty.* 2010; 25: 913-9.
148. Zicat B, Engh CA, Gokeen E. Patterns of osteolysis around total hip components inserted with and without cement. *J Bone Joint Surg Am.* 1995; 77: 432-9.
149. DeLee JG, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1976; 121: 20-32.
150. Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop.* 1979; 141: 17-27.
151. Kitamura N, Naudie DD, Leung SB, Hopper RH Jr, Engh CA Sr. Diagnostic features of pelvic osteolysis on computed tomography: the importance of communication pathways. *J Bone Joint Surg Am.* 2005; 87: 1542-50.
152. Heekin RD, Callaghan JJ, Hopkinson WJ, Savory CG, Xenos JS. The porous-coated anatomic total hip prosthesis, inserted without cement. Results after five to seven years in a prospective study. *J Bone Joint Surg Am.* 1993; 75: 77-91.
153. Santavirta S, Hoikka V, Eskola A, Konttinen YT, Paavilainen T, Tallroth K.

- Aggressive granulomatous lesions in cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1990; 72: 980-4.
154. Suárez Vázquez A, Hernández Vaquero D, Del Valle López Díaz M, Pérez Coto I. Distribution of periprosthetic osteolysis in the hip: A study using magnetic resonance. *Revista Española de Cirugía Ortopédica Y Traumatología.* 2011; 55: 193-203.
155. Schmalzried TP, Kwong LM, Jasty M, Sedlacek RC, Haire TC, O'Connor DO et al. The mechanism of loosening of cemented acetabular components in total hip arthroplasty. Analysis of specimens retrieved at autopsy. *Clin Orthop Relat Res.* 1992; 274: 60-7.
156. Schmalzried TP, Jasty M, Harris WH. Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. Polyethylene debris and the concept of the effective joint space. *J Bone Joint Surg Am.* 1992; 74: 849-63.
157. Schmalzried TP, Akizuki KH, Fedenko AN, Mirra J. The role of access of joint fluid to bone in periarticular osteolysis. A report of four cases. *J Bone Joint Surg Am.* 1997; 79: 447-52.
158. Hendrix RW, Wixson RL, Rana NA, Rogers LF. Arthrography after total hip arthroplasty: a modified technique used in the diagnosis of pain. *Radiology.* 1983; 148: 647-52.
159. Anthony PP, Gie GA, Howie CR, Ling RS. Localised endosteal bone lysis in relation to the femoral components of cemented total hip arthroplasties. *J Bone Joint Surg Br.* 1990; 72: 971-9.
160. Engh CA, Ho H, Powers CC, Huynh C, Beykirch SE, Hopper RH Jr. Osteolysis propensity among bilateral total hip arthroplasty patients. *J Arthroplasty.* 2011; 26: 555-61.
161. Röhrli SM, Nivbrant B, Ström H, Nilsson KG. Effect of augmented cup fixation on stability, wear, and osteolysis: a 5-year follow-up of total hip arthroplasty

with RSA. *J Arthroplasty*. 2004; 19: 962-71.

162. Lübbeke A, Garavaglia G, Barea C, Roussos C, Stern R, Hoffmeyer P. Influence of obesity on femoral osteolysis five and ten years following total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2010; 92: 1964-72.
163. Lübbeke A, Garavaglia G, Barea C, Stern R, Peter R, Hoffmeyer P. Influence of patient activity on femoral osteolysis at five and ten years following hybrid total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br*. 2011; 93: 456-63.
164. Manley MT, D'Antonio JA, Capello WN, Edidin AA. Osteolysis: a disease of access to fixation interfaces. *Clin Orthop Relat Res*. 2002; 405: 129-37.
165. Bloebaum RD, Mihalopoulos NL, Jensen JW, Dorr LD. Postmortem analysis of bone growth into porous-coated acetabular components. *J Bone Joint Surg Am*. 1997; 79: 1013-22.
166. Urban RM, Jacobs JJ, Sumner DR, Peters CL, Voss FR, Galante JO. The Bone-Implant Interface of Femoral Stems with Non-Circumferential Porous Coating. *J Bone Joint Surg Am*. 1996; 78: 1068-81.
167. Moroni A, Heikkila J, Magyar G, Toksvig-Larsen S, Giannini S. Fixation strength and pin tract infection of hydroxyapatite-coated tapered pins. *Clin Orthop Relat Res*. 2001; 388: 209-17.
168. Geesink RG. Osteoconductive coatings for total joint arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2002; 395: 53-65.
169. Coathup MJ, Blackburn J, Goodship AE, Cunningham JL, Smith T, Blunn GW. Role of hydroxyapatite coating in resisting wear particle migration and osteolysis around acetabular components. *Biomaterials*. 2005; 26: 4161-9.
170. Rahbek O, Overgaard S, Lind M, Bendix K, Bünger C, Søballe K. Sealing effect of hydroxyapatite coating on peri-implant migration of particles. An experimental study in dogs. *J Bone Joint Surg Br*. 2001; 83: 441-7.

171. Bobyn JD, Jacobs JJ, Tanzer M, Urban RM, Aribindi R, Sumner DR et al. The susceptibility of smooth implant surfaces to periimplant fibrosis and migration of polyethylene wear debris. *Clin Orthop Relat Res.* 1995; 311: 21-39.
172. Oxford Centre for Evidence-based Medicine – Levels of Evidence [Internet]. Oxford: Centre for Evidence-based Medicine. Actualizado en 2009. Disponible en: <http://www.cebm.net/oxford-centre-evidence-based-medicine-levels-evidence-march-2009>.
173. Hernández Vaquero D, Paz Jiménez J, Murcia Mazon A, Alegre Mateo R, Amador Mellado J, Rendueles Menéndez C. Artroplastia total de cadera Bihapro. Primeros resultados. *Revista Española de Cirugía Osteoarticular.* 1994; 29: 85-91.
174. Hernández Vaquero D, Murcia Mazón A, Paz Jimenez J, Alegre Mateo R, Martínez García J, Pena Vazquez J. Behavior of the femoral stem in the Bihapro hip prosthesis. *Orthopedics.* 1999; 22: 1049-53.
175. Murcia Mazon A, Paz Jimenez J, Hernandez Vaquero D, Suarez Vázquez A, MonteroDiaz M. Bihapro cup. Multicentric study. *J Bone Joint Surg Br.* 2006; 88: 52.
176. Marx A, von Knoch M, Pförtner J, Wiese M, Saxler G. Misinterpretation of cup anteversion in total hip arthroplasty using planar radiography. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2006; 126: 487-92.
177. Karrholm, J, Garellick G, Rogmark C, Rolfson O. The Swedish Hip Arthroplasty Register. *Acta Orthop.* 2010; 81: 3-4.
178. National Joint Registry for England, Wales and Northern Ireland. 2014 Annual report. Hertfordshire: NJRSC. 2014.
179. Hip and Knee Replacements in Canada: Canadian Joint Replacement Registry. 2014 Annual Report. Toronto: The Canadian Institute for Health

Information. 2014.

180. Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry. 2014 Annual Report. Adelaide: Australian Orthopaedic Association. 2014.
181. Murphy LB, Helmick CG, Schwartz TA, Renner JB, Tudor G, Koch GG et al. One in four people may develop symptomatic hip osteoarthritis in his or her lifetime. *Osteoarthritis Cartilage*. 2010; 18: 1372-9.
182. Liu B, Balkwill A, Banks E, Cooper C, Green J, Beral V. Relationship of height, weight and body mass index to the risk of hip and knee replacements in middle-aged women. *Rheumatology Oxford*. 2007; 46: 861-7.
183. Patel AD, Albrizio M. Relationship of body mass index to early complications in hip replacement surgery : study performed at Hinchingsbrooke Hospital, Orthopaedic Directorate, Huntingdon, Cambridgeshire. *Int Orthop*. 2007; 31: 439-43.
184. Paans N, Stevens M, Wagenmakers R, van Beveren J, van der Meer K, Bulstra SK et al. Changes in body weight after total hip arthroplasty: short-term and long-term effects. *Phys Ther*. 2012; 92: 680-7.
185. Horan F. Obesity and joint replacement. *J Bone Joint Surg Br*. 2006; 88: 1269-71.
186. Parker MJ, Pervez H. Surgical approaches for inserting hemiarthroplasty of the hip. *Cochrane Database Syst Rev*. 2002; 3: CD001707.
187. Jolles BM, Bogoch ER. Posterior versus lateral surgical approach for total hip arthroplasty in adults with osteoarthritis. *Cochrane Database Syst Rev*. 2006; CD003828.
188. Hailer NP, Weiss RJ, Stark A, Kärrholm J. The risk of revision due to dislocation after total hip arthroplasty depends on surgical approach, femoral head size, sex, and primary diagnosis. An analysis of 78,098 operations in

- the Swedish Hip Arthroplasty Register. *Acta Orthop*. 2012; 83: 442-8.
189. Kwon MS, Kuskowski M, Mulhall KJ, Macaulay W, Brown TE, Saleh KJ. Does surgical approach affect total hip arthroplasty dislocation rates? *Clin Orthop Relat Res*. 2006; 447: 34-8.
 190. Alecci V, Valente M, Crucil M, Minerva M, Pellegrino CM, Sabbadini DD. Comparison of primary total hip replacements performed with a direct anterior approach versus the standard lateral approach: perioperative findings. *J Orthop Traumatol*. 2011; 12: 123-9.
 191. Goosen JH, Kollen BJ, Castelein RM, Kuipers BM, Verheyen CC. Minimally invasive versus classic procedures in total hip arthroplasty: a double-blind randomized controlled trial. *Clin Orthop Relat Res*. 2011; 469: 200-8.
 192. Rodriguez JA, Rathod PA. Large diameter heads: is bigger always better? *J Bone Joint Surg Br*. 2012; 94: 52-4.
 193. Allen CL, Hooper GJ, Frampton CM. Do larger femoral heads improve the functional outcome in total hip arthroplasty? *J Arthroplasty*. 2014; 29: 401-4.
 194. Labek G, Thaler M, Janda W, Agreiter M, Stöckl B. Revision rates after total joint replacement: cumulative results from worldwide joint register datasets. *J Bone Joint Surg Br*. 2011; 93: 293-7.
 195. Sadoghi P, Liebensteiner M, Agreiter M, Leithner A, Böhler N, Labek G. Revision surgery after total joint arthroplasty: a complication-based analysis using worldwide arthroplasty registers. *J Arthroplasty*. 2013; 28: 1329-32.
 196. De Geest T, Vansintjan P, De Loore G. Direct anterior total hip arthroplasty: complications and early outcome in a series of 300 cases. *Acta Orthop Belg*. 2013; 79: 166-73.
 197. Mayle RE, Della Valle CJ. Intra-operative fractures during THA: see it before it sees us. *J Bone Joint Surg Br*. 2012; 94: 26-31.

198. Rayan F1, Haddad F. Periprosthetic femoral fractures in total hip arthroplasty - a review. *Hip Int.* 2010; 20: 418-26.
199. Palazzo C, Jourdan C, Descamps S, Nizard R, Hamadouche M, Anract P. Determinants of satisfaction 1 year after total hip arthroplasty: the role of expectations fulfilment. *BMC Musculoskelet Disord.* 2014. 24; 15: 53.
200. Heiberg KE, Ekeland A, Mengshoel AM. Functional improvements desired by patients before and in the first year after total hip arthroplasty. *BMC Musculoskelet Disord.* 2013;14: 243.
201. Fortina M, Carta S, Gambera D, Crainz E, Ferrata P, Maniscalco P. Recovery of physical function and patient's satisfaction after total hip replacement (THR) surgery supported by a tailored guide-book. *Acta Biomed.* 2005; 76: 152-6.
202. Coulter CL, Scarvell JM, Neeman TM, Smith PN. Physiotherapist-directed rehabilitation exercises in the outpatient or home setting improve strength, gait speed and cadence after elective total hip replacement: a systematic review. *J Physiother.* 2013; 59: 219-26.
203. Harris W. Traumatic Arthritis of the Hip after Dislocation and Acetabular Fractures: Treatment by Mold Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am,* 1969; 51: 737-55.
204. Naal FD, Impellizzeri FM, Leunig M. Which is the best activity rating scale for patients undergoing total joint arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res.* 2009; 467: 958-65.
205. Merle D'Aubigne R. Numerical classification of the function of the hip. 1970. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1990; 76: 371-4.
206. Gandhi R, Dhotar H, Davey JR, Mahomed NN. Predicting the longer-term outcomes of total hip replacement. *J Rheumatol.* 2010; 37: 2573-7.

207. Sandiford NA, Butler Manuel A, Apthorp HD, East DJ, Hives BL, Shepperd JA. Primary total hip arthroplasty with a proximally HA-coated titanium femoral component: results at 10-15-year follow-up. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2014; 24: 1211-5.
208. Epinette JA, Asencio G, Essig J, Llagonne B, Nourissat C. Clinical results, radiological findings and survival of a proximally hydroxyapatite-coated hip ABG II stem at a minimum of ten years' follow-up: results of a consecutive multicentre study of 1148 hips in 1053 patients. *Bone Joint J.* 2013; 95: 1610-6.
209. Drobniowski M, Borowski A, Synder M, Sibiński M. Results of total cementless hip joint arthroplasty with Corail stem. *Ortop Traumatol Rehabil.* 2013; 15: 61-8.
210. Cossetto DJ, Goudar A. Mid-term outcome of a modular, cementless, proximally hydroxyapatite-coated, anatomic femoral stem. *J Orthop Surg (Hong Kong).* 2012; 322-6.
211. Song JH, Kim DH, Kim J. Total hip replacement arthroplasty with Mallory-Head system--minimum ten-year follow-up results. *Int Orthop.* 2012; 36: 2055-9.
212. Wall PD, Hossain M, Beard DJ, Murray DW, Andrew JG. The effect of locomotion on the outcome following total hip arthroplasty. *Hip Int.* 2013; 23: 193-8.
213. Wagenmakers R, Stevens M, Zijlstra W, Jacobs ML, van den Akker-Scheek I, Groothoff JW. Habitual physical activity behavior of patients after primary total hip arthroplasty. *Phys Ther.* 2008; 88: 1039-48.
214. Sariali E, Lazennec JY, Khiami F, Catonné Y. Mathematical evaluation of jumping distance in total hip arthroplasty: influence of abduction angle, femoral head offset, and head diameter. *Acta Orthop.* 2009; 80: 277-82.

215. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am.* 1978; 60: 217-20.
216. Barrack RL, Krempec JA, Clohisy JC, McDonald DJ, Ricci WM, Ruh EL. Accuracy of acetabular component position in hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2013; 95: 1760-8.
217. Callanan MC, Jarrett B, Bragdon CR, Zurakowski D, Rubash HE, Freiberg AA. The John Charnley Award: risk factors for cup malpositioning: quality improvement through a joint registry at a tertiary hospital. *Clin Orthop Relat Res.* 2011; 469: 319-29.
218. Todkar M. Obesity does not necessarily affect the accuracy of acetabular cup implantation in total hip replacement. *Acta Orthop Belg.* 2008; 74: 206-9.
219. Daines BK, Dennis DA. The importance of acetabular component position in total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am.* 2012; 43: 23-34.
220. Bosker BH, Verheyen CC, Horstmann WG, Tulp NJ. Poor accuracy of freehand cup positioning during total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2007; 127: 375-9.
221. Ng VY, McShane MA. Understanding acetabular cup orientation: the importance of convention and defining the safe zone. *Hip Int.* 2011; 21: 646-52.
222. Moskal JT, Capps SG. Acetabular component positioning in total hip arthroplasty: an evidence-based analysis. *J Arthroplasty.* 2011; 26: 1432-7.
223. Saxler G, Marx A, Vandeveld D, Langlotz U, Tannast M, Wiese M. The accuracy of free-hand cup positioning--a CT based measurement of cup placement in 105 total hip arthroplasties. *Int Orthop.* 2004; 28: 198-201.
224. Leichtle U, Gosselke N, Wirth CJ, Rudert M. Radiologic evaluation of cup

placement variation in conventional total hip arthroplasty. *Rofo*. 2007; 179: 46-52.

225. Suárez Vázquez A. Artroplastia Total de Cadera de Baja Fricción. Resultados a Largo Plazo de la Cúpula Acetabular. Tesis doctoral. 2004.
226. McCollum DE, Gray WJ. Dislocation after total hip arthroplasty. Causes and prevention. *Clin Orthop Relat Res*. 1990; 261: 159-70.
227. Muhamad AR, Freitas JM, Bomar JD, Hosalkar H. Acetabular version on magnetic resonance imaging: analysis of two different measuring techniques. *Hip Int*. 2012; 22: 672-6.
228. Iorio R, Puskas B, Healy WL, Tilzey JF, Specht LM, Thompson MS. Cementless acetabular fixation with and without screws: analysis of stability and migration. *J Arthroplasty*. 2010; 25: 309-13.

Índice de figuras

Figura 1. RX PA de una cadera derecha con importante artrosis.

Figura 2. RX PA de una ATC bilateral del modelo Charnley.

Figura 3. RX PA de una ATC con aflojamiento aséptico.

Figura 4. Método Martell para medición del desgaste de PE.

Figura 5. RX PA de una ATC con desgaste de PE secundario a un acetábulo vertical.

Figura 6. Ejemplo de algoritmo diagnóstico para el seguimiento de la osteolisis.

Figura 7. RX AP de una ATC con desgaste de PE y focos osteolíticos.

Figura 8. Corte axial de TC de ATC donde se objetiva una afectación osteolítica de gran parte del trasfondo del cotilo.

Figura 9. Corte axial en T2 de RM de ATC con afectación osteolítica del acetábulo con formaciones quísticas hipercaptantes.

Figura 10. Crecimiento de las lesiones líticas en cm^3 por año medidas con TC.

Figura 11. Localización habitual de lesiones líticas en ATC cementadas y no cementadas.

Figura 12. Representación de los límites naturales del EAE tras una ATC y expansión de la pseudocápsula una vez superada la capacidad de drenaje linfático articular.

Figura 13. Distribución de los casos en función de los motivos de Introducción en el estudio.

Figura 14. Distribución de casos en función de la edad.

Figura 15. Distribución de casos en función del año de realización de la cirugía primaria y de la RM.

Figura 16. Variación de la edad media al someterse a la cirugía primaria en función del año de realización de dicha cirugía.

Figura 17. Portada de la técnica quirúrgica de la ATC modelo BiHAPro®.

Figura 18. Visión frontal y lateral de la cúpula acetabular BiHAPro® .

Figura 19. Visión frontal del vástago femoral BiHAPro®.

Figura 20. Visión lateral y frontal del polietileno E-poly®.

Figura 21. Distribución de casos en función del año de realización de la cirugía primaria y del abordaje empleado.

Figura 22. Captura de la técnica quirúrgica donde se aprecia el momento correspondiente al fresado de la cavidad acetabular.

Figura 23. Páginas del protocolo correspondientes a la valoración preoperatoria y a los 6 meses.

Figura 24. Páginas del protocolo correspondientes a la intervención quirúrgica y a la valoración posoperatoria inmediata.

Figura 25. Radiografía PA de pelvis donde puede observarse el calibrador y la calibración opcional empleando el diámetro de la cabeza femoral.

Figura 26. Radiografía PA de pelvis incorporada al sistema PACs.

Figura 27. Referencias radiológicas tomadas en las radiografías PA posoperatoria y de seguimiento.

Figura 28. RX PA de una ATC donde puede verse una excentricidad de la cabeza femoral que hace sospechar un desgaste de PE.

Figura 29. Esquema con las zonas de distribución de las lesiones osteolíticas de acuerdo con las áreas I-III de De Lee-Charnley y 1-7 de Gruen.

Figura 30. RX PA posoperatoria de una ATC donde coinciden los centros de la cabeza femoral y del componente acetabular.

Figura 31. RX PA del último seguimiento del mismo caso, donde se traza el vector de desgaste.

Figura 32. RX PA posoperatoria de una ATC, donde no coinciden los centros de la cabeza femoral y del componente acetabular.

Figura 33. RX PA del último seguimiento del caso anterior, donde se traza el vector de desgaste.

Figura 34. Representación de la dirección y magnitud del vector de desgaste del caso visto anteriormente como análisis simple.

Figura 35. Ejemplo de medición desechada por resultado de desgaste negativo.

Figura 36. Ejemplo de medición estándar de desgaste.

Figura 37. Cortes axiales de TC y RM donde puede apreciarse el método empleado para el cálculo de la versión acetabular.

Figura 38. Corte sagital de RM donde puede apreciarse osteolisis periprotésica a nivel femoral y pélvico.

Figura 39. Esquema con las zonas de distribución de las lesiones osteolíticas basado en las áreas I-III de De Lee-Charnley y 1-7 de Gruen.

Figura 40. Esquema, basado en el esquema ya utilizado de las zonas de De Lee – Charnley, donde se representan los principales 4 patrones de crecimiento.

Figura 41. Esquema, basado en una RX PA de una ATC de la serie, donde se representan los principales 4 patrones de crecimiento.

Figura 42. Esquema, basado en el esquema ya utilizado de zonas de De Lee – Charnley, donde se representan las 4 posibles combinaciones entre los 4 principales patrones.

Figura 43. Esquema, basado en una RX PA de una ATC de la serie, donde se representan las 4 posibles combinaciones entre los 4 principales patrones.

Figura 44. Distribución de casos en función de la etiología que provocó la indicación de reemplazo articular.

Figura 45. Distribución de casos en función de la indicación de la introducción en el estudio.

Figura 46. Distribución de casos en función de la uni o bilateralidad.

Figura 47. Distribución de los casos en función de la lateralidad.

Figura 48. Distribución de los casos en función del IMC y del sexo.

Figura 49. Distribución de casos en función del abordaje y del año de la cirugía primaria.

Figura 50. Distribución de casos en función del tamaño de la cabeza femoral implantada.

Figura 51. Distribución de casos en función del número de tornillos empleados.

Figura 52. Distribución de casos en función de las reintervenciones y del año de la cirugía primaria.

Figura 53. Distribución de casos en función de las complicaciones y del año de la cirugía primaria.

Figura 54. Variación de la actividad física media en función la edad.

Figura 55. Variación de la puntuación media de dolor, movilidad y marcha en función de la edad agrupada por décadas.

Figura 56. Variación de la puntuación media de dolor, movilidad y marcha en función de los años de evolución.

Figura 57. Variación de la puntuación media de dolor, movilidad y marcha en función del IMC.

Figura 58. Variación de la edad, IMC y años de evolución en función de la puntuación de la escala de Merle D'Aubigné.

Figura 59. Variación de la edad, IMC y años de evolución en función de la puntuación de la graduación de Charnley.

Figura 60. Distribución de casos en función de la sospecha o no de desgaste de PE.

Figura 61. Variación de la edad, actividad física y abducción acetabular en función de las cifras de desgaste de PE.

Figura 62. Distribución de casos en función de la sospecha de osteolisis.

Figura 63. Frecuencia de localización en RX de las lesiones osteolíticas en cada una de las zonas establecidas.

Figura 64. Variación de la versión acetabular en función del abordaje.

Figura 65. Distribución de casos en función del año de realización de la RM.

Figura 66. Frecuencias de localización en RM de las lesiones osteolíticas en cada una de las zonas establecidas.

Figura 67. Distribución de casos en función del tipo de localización de la osteolisis.

Figura 68. Distribución de casos en función del número de zonas afectadas.

Figura 69. Variación de los años de evolución, la actividad física y la tasa de desgaste en función del número de zonas afectadas.

Figura 70. Distribución de casos en función del grado y de la magnitud de la enfermedad.

Figura 71. Distribución de casos en función de la distribución espacial.

Figura 72. Distribución de casos en función del grado de continuidad.

Figura 73. Combinaciones de distribución espacial y grado de continuidad.

Figura 74. Distribución de casos en función del número de tornillos con lesiones osteolíticas.

Figura 75. Gráfica de dispersión de la regresión lineal actividad – tasa de desgaste.

Figura 76. Gráfica de dispersión de la regresión lineal marcha – tasa de desgaste.

Figura 77. Gráfica de dispersión de la regresión lineal abducción acetabular – tasa de desgaste.

Figura 78. Gráfica de dispersión de la regresión lineal edad – nº de zonas afectadas.

Figura 79. Gráfica de dispersión de la regresión lineal N° de tornillos – N° de zonas afectadas.

Figura 80. Gráfica de dispersión de la regresión lineal años de evolución – N° de zonas afectadas.

Figura 81. Gráfica de dispersión de la regresión lineal tasa de desgaste – N° de zonas afectadas.

Figura 82. Gráfica de dispersión de la comparación medias para el tipo de lesión.

Figura 83. Gráfica de dispersión de la comparación medias para el grado de continuidad.

Figura 84. Distribución de casos de nuestra serie en función de la edad y del sexo.

Figura 85. Distribución de casos en el SHAR en función de la edad y del sexo.

Figura 86. Distribución de casos en el CJRR en función de la edad y del sexo.

Figura 87. Distribución de casos en el CJRR en función del IMC y del sexo.

Figura 88. Distribución de casos de nuestra serie en función de la vía de abordaje.

Figura 89. Distribución de casos en el SHAR en función de la vía de abordaje y del año de la cirugía.

Figura 90. Distribución de casos de nuestra serie en función del diámetro de cabeza femoral.

Figura 91. Distribución de casos en el SHAR en función del diámetro de la cabeza y del año de la cirugía.

Figura 92. Variación de la distribución de casos en la AOA en función del diámetro de la cabeza y del año de la cirugía.

Figura 93. Distribución de casos con revisión quirúrgica de nuestra serie en función de la causa de dicha revisión.

Figura 94. Distribución de casos en el SHAR en función de la causa de la revisión quirúrgica y del año de la cirugía.

Figura 95. Distribución de casos en el CJRR en función de la causa de la revisión quirúrgica.

Figura 96. Distribución de casos en función de la actividad física y del abordaje.

Figura 97. Distribución de casos en función de la escala de Merle D'Aubigné y del abordaje.

Figura 98. Variación de los valores de edad, sexo y actividad física en función de cada puntuación de la graduación de Charnley.

Figura 99. Variación de la altura de trocánter mayor en función del hundimiento del vástago.

Figura 100. Distribución de casos dentro y fuera de la zona de seguridad de Lewinnek.

Figura 101. Variación de los valores de IMC, años de evolución y vía de abordaje en función de los grados de abducción acetabular.

Figura 102. Variación de los valores de HA libre en función de los grados de abducción acetabular.

Figura 103. Variación de los valores de HA libre en función del grado de actividad física y la puntuación de la escala de Merle D'Aubigné.

Figura 104. Variación de la HA libre en fémur en función del hundimiento del vástago.

Figura 105. Variación de los valores de la tasa de desgaste en función de el grado de actividad física y de los grados de abducción acetabular.

Figura 106. Variación de los valores de la tasa de desgaste en función de los años de evolución.

Figura 107. Localización de lesiones líticas en ATC.

Figura 108. Variación de los valores de la versión acetabular en función del IMC.

Figura 109. Comparación del porcentaje de afectación en cada zona según la RX y la RM en pelvis.

Figura 110. Comparación del porcentaje de afectación en cada zona según la RX y la RM en fémur.

Figura 111. Localización de lesiones líticas en ATC.

Figura 112. Localización de lesiones líticas en ATC según el modelo.

Figura 113. Distribución de casos con osteolisis en función del número de zonas afectadas.

Figura 114. Distribución de casos con osteolisis en función de la distribución espacial.

Figura 115. Distribución de casos con osteolisis en función del grado de continuidad.

Figura 116. Distribución de casos con lesión granulomatosa en función de la distribución espacial y del grado de continuidad.

Figura 117. Vías de comunicación con el espacio articular de las lesiones en función de su volumen y sus años de evolución.

Figura 118. Distribución de tornillos en función de la afectación osteolítica.

Figura 119. Variación de la sensibilidad y especificidad de la RX en función de la zonas de la pelvis y del fémur.

Figura 120. Valores del coeficiente de correlación y la significación estadística de las variables relacionadas con el número de zonas afectadas.

Figura 121. Variación del volumen de la osteolisis en función del desgaste del PE.

Figura 122. Valores de R y la significación estadística de las variables relacionadas con la distribución espacial.

Figura 123. Valores de R y la significación estadística de las variables relacionadas con el grado de continuidad.

Índice de tablas

Tabla 1. Variables que influyen en la probabilidad de aparición de defectos óseos severos a nivel acetabular y femoral.

Tabla 2. Resumen de los criterios de inclusión y exclusión empleados.

Tabla 3. Causas de no inclusión o exclusión de pacientes.

Tabla 4. Evaluación y exploración clínica según Johnston.

Tabla 5. Evaluación clínica según la escala de Merle D'Aubigné.

Tabla 6. Protocolo del Hospital for Special Surgery (NY) empleado por Potter et al. y en el que se basa la técnica de RM.

Tabla 7. Captura de pantalla de la base de datos del programa SPSS® con la lista de 23 variables clínicas.

Tabla 8. Captura de pantalla de la base de datos del programa SPSS® con la lista de 17 variables de RX y TC, las 19 de RM y las 8 de concordancia.

Tabla 9. Captura parcial de la base de datos del SPSS® una vez recogidas las variables

Tabla 10. Frecuencia de cada etiología de degeneración articular y de la indicación de inclusión en el estudio.

Tabla 11. Frecuencia de uni y bilateralidad de caderas incluidas.

Tabla 12. Frecuencia de cada lateralidad.

Tabla 13. Estadísticos descriptivos de la edad.

Tabla 14. Frecuencia de cada sexo.

Tabla 15. Estadísticos descriptivos del IMC, el peso y la altura.

Tabla 16. Frecuencias de los tipos de abordaje.

Tabla 17. Frecuencias de tamaños de cabeza empleados.

Tabla 18. Frecuencia de casos según los tornillos implantados.

Tabla 19. Frecuencia de eventos quirúrgicos.

Tabla 20. Frecuencia de eventos especiales.

Tabla 21. Estadísticos descriptivos de los años de evolución.

Tabla 22. Frecuencias de los grados de actividad física.

Tabla 23. Estadísticos descriptivos de los años de evolución.

Tabla 24. Frecuencias de dolor, movilidad y marcha.

Tabla 25. Estadísticos descriptivos de dolor, movilidad y marcha.

Tabla 26. Estadísticos descriptivos de la escala de Merle D'Aubigné.

Tabla 27. Frecuencias de afectación de la cadera contralateral.

Tabla 28. Frecuencias de cada grado de Charnley.

Tabla 29. Estadísticos descriptivos de la altura del trocánter mayor.

Tabla 30. Estadísticos descriptivos de la abducción acetabular.

Tabla 31. Estadísticos descriptivos de la HA libre.

Tabla 32. Frecuencias de sospecha de desgaste.

Tabla 33. Estadísticos descriptivos de la tasa de desgaste de PE.

Tabla 34. Frecuencias de sospecha de osteolisis.

Tabla 35. Frecuencias de localización en RX de las lesiones osteolíticas.

Tabla 36. Frecuencias de la disponibilidad de la TC.

Tabla 37. Estadísticos descriptivos de la versión acetabular.

Tabla 38. Frecuencias de años de realización de RM.

Tabla 39. Frecuencias de localización en RM de las lesiones osteolíticas.

Tabla 40. Frecuencias del tipo de localización de la osteolisis.

Tabla 41. Frecuencias del número de zonas afectadas.

Tabla 42. Estadísticos descriptivos del número de zonas afectadas.

Tabla 43. Frecuencias del grado de grado y de la magnitud de la enfermedad.

Tabla 44. Frecuencias de la distribución espacial.

Tabla 45. Frecuencias del grado de continuidad.

Tabla 46. Combinaciones de distribución espacial y grados de continuidad.

Tabla 47. Frecuencia de tornillos con osteolisis y con lesión central.

Tabla 48. Frecuencia de quistes osteolíticos.

Tabla 49. Frecuencias de las concordancias de resultados de RX y RM.

Tabla 50. Sensibilidad y especificidad de la radiografía simple.

Tabla 51. Resultados de los test de Pearson y Spearman.

Tabla 52. Resultados del test de Spearman para las variables tasa de desgaste y número de zonas afectadas.

Tabla 53. Resultados de la regresión lineal simple para la tasa de desgaste.

Tabla 54. Resultados de la regresión lineal múltiple para la tasa de desgaste.

Tabla 55. Resultados de la regresión lineal simple para el número de zonas.

Tabla 56. Resultados de la regresión lineal múltiple para el número de zonas.

Tabla 57. Resultados de ANOVA para tipo de lesión.

Tabla 58. Resultados de ANOVA para el grado de continuidad.

Tabla 59. Porcentaje de cada etiología en diferentes registros de artroplastias.

Tabla 60. Comparación entre la puntuación de la escala de Merle D'Aubigné de nuestra serie y la de otras publicaciones

Tabla 61. Comparación entre la abducción acetabular de nuestra serie y la de otras publicaciones.

Tabla 62. Comparación entre la tasa de desgaste de nuestra serie y la de otras publicaciones.

Tabla 63. Comparación entre la localización de las lesiones osteolíticas de nuestra serie y la publicada por Zicat et al. en 1995.

Tabla 64. Comparación entre la versión acetabular de nuestra serie y la de otras publicaciones.

Tabla 65. Sensibilidad de RX, TC y RM en función e la localización de las lesiones.

Tabla 66. Comparación entre la localización de las lesiones entre nuestra serie y la de otras publicaciones. Cifras total de osteolisis y porcentaje de cada zona.

Tabla 67. Localización de lisis en ATC.

Tabla 68. Frecuencias del número de zonas afectadas en los casos con osteolisis.

Tabla 69. Comparación entre el número de zonas afectadas por osteolisis en nuestro trabajo y el de otras series.

Tabla 70. Comparación entre los porcentajes de tipos de crecimiento respecto a los casos con osteolisis en nuestro trabajo y los de otras series.

Tabla 71. Frecuencia y porcentaje de los patrones de crecimiento en función del tipo de implante.

Tabla 72. Comparación entre los porcentajes de tornillos con osteolisis en nuestro trabajo y los de otras series.

Tabla 73. Radiolucencias en zonas de Charnley en función del empleo o no de tornillos.

Tabla 74. Radiolucencias en zonas de Charnley en función del tipo de implante.