

# CAPÍTULO 22 - PRÓTESIS ARTICULARES. CLASIFICACIÓN Y COMPLICACIONES

**Autores:** Susana Iglesias Fernández, Javier Alonso Figaredo

**Coordinador:** Daniel Hernández Vaquero

**Hospital San Agustín. Avilés (Asturias)**

## 1.- INTRODUCCIÓN

Cuando una articulación pierde de forma irreparable su estructura, puede ser sustituida por una **artroplastia** o prótesis artificial. La indicación para hacerlo depende por una parte de la repercusión funcional y dolorosa que la destrucción articular ocasiona, y por otra de la calidad de la reconstrucción que se espera obtener y de su mantenimiento a lo largo del tiempo. Existen otras alternativas como las osteotomías cuando aun no se ha producido una destrucción articular y hay un defecto en la alineación de la extremidad. Algunas posibilidades menos usadas son la artroplastia de resección o de interposición, la artrodesis o la abstención quirúrgica. Son contraindicaciones absolutas la infección activa, una extremidad sin función o una afectación del estado general que impida la cirugía.

La experiencia ha generalizado el uso de las artroplastias de cadera y de rodilla y a ellas haremos especial referencia. No obstante cualquier articulación con capacidad de movimiento puede ser sustituida. Las prótesis de hombro, codo, muñeca, tobillo, pequeñas articulaciones de la mano y el pie y las que sustituyen los discos intervertebrales cervicales o lumbares presentan una problemática especial que escapa de los objetivos de este capítulo, aunque comparten parte de las características y problemas que vamos a revisar.

## 2.-CLASIFICACIÓN

A partir del éxito de los considerados como modelos pioneros de prótesis articulares, la artroplastia de baja fricción de la cadera de Charnley (1962) y la condilar total de rodilla de Insall (1973), se han desarrollado múltiples diseños y modificaciones, que en conjunto suponen una amplia variedad de implantes. Algunas de estas modificaciones han supuesto grandes fracasos y los más recientes modelos protésicos están pendientes aún de que el tiempo confirme sus expectativas. El espectro actual es tan amplio que cualquier clasificación sería incompleta o excesivamente compleja, por lo que hemos preferido exponer una serie de criterios diferenciadores con el objetivo de ayudar a seleccionar el implante que mejor se adapte a un paciente en una determinada situación clínica.

### 2.1. Estructura y/o función articular que se sustituye

- Puede sustituirse toda la articulación - **prótesis total** - o sólo la parte afectada. Esto implica la integridad del resto de su superficie y estructuras estabilizadoras. En las **prótesis parciales**, generalmente usadas en fracturas, se sustituye una de los extremos del hueso y en las **prótesis unicompartmentales**, una unidad anatómica. Existen también **prótesis parcelares** para reemplazar sólo una porción de la superficie, aun en fase experimental, que podrían tener su indicación en lesiones osteocondrales o en osteonecrosis.
- Cuando se reseca sólo una porción de la articulación conservando la mayor parte de su extremidad, se suele hablar de **prótesis de superficie**. Suelen implicar un alto grado de conservación de la biomecánica articular y de este tipo son los componentes femoral y tibial de las prótesis de rodilla derivadas de la “total condilar”, las prótesis de cabeza humeral y las de la cadera, para las que cada vez más se está reservando este término. Cuando se sustituye un extremo articular completo (y en ocasiones parte de la diáfisis), suele hablarse de **prótesis masivas**, utilizadas sobre todo en fracturas periprotésicas o en procesos tumorales. Otra posibilidad son las prótesis hechas a medida, de escasa utilización y solo indicadas en situaciones especiales.
- Una posibilidad es clasificar las artroplastias en **cementadas** y en **no cementadas**. En las primeras el implante va fijado al hueso mediante cemento óseo o metilmetacrilato de metilo. En las segundas la fijación al hueso se produce a través de superficies porosas con o sin recubrimiento de materiales osteoconductores. Se denominan a veces en la literatura con el incorrecto nombre de prótesis biológicas o de **anclaje biológico**.
- En la rodilla, es posible precisar aun más algunas características biomecánicas, como el principio en que se basan (radio único o múltiple), la sustitución o no del ligamento cruzado posterior o la posibilidad de conseguir el máximo grado de flexión o no.
- Cuando se restringe alguno de los movimientos normales de la articulación, suele hablarse de **prótesis constreñidas**. El grado de constricción puede ser variable. En la rodilla es posible implantar modelos con una mayor conformidad de los polietilenos o tipos que solo permiten la flexo -extensión, a modo de bisagras, pasando por la asociación a esta de movimientos de rotación (**bisagras rotatorias**). En la cadera la constricción se limita a una captura de la cabeza femoral protésica dentro del componente acetabular. Esta opción implica una relación inversa con las tensiones que se ejercen sobre la fijación, por lo que en general debe de reforzarse o bien disipar estas fuerzas con otros mecanismos como las **cúpulas de doble movilidad**.
- También se pueden clasificar en **prótesis primarias o de revisión** según su indicación, bien en cirugía primaria o cuando ya se ha implantado y fracasado un modelo anterior, implicando estas últimas una mayor versatilidad y complejidad.
- La **prótesis invertida**, característica de la articulación del hombro, aprovecha un principio biomecánico para mejorar el brazo de palanca del deltoides y conseguir la elevación cuando se pierde la función del manguito rotador.

Tabla 1. Características de los pares de fricción en artroplastia total de cadera

	Metal - polietileno	Cerámica - polietileno	Metal - metal	Cerámica - cerámica
Resistencia al desgaste	Alta	Alta	Máxima	Muy alta
Bioactividad de las partículas	Alta	Alta	Media	Baja
Toxicidad	No se conoce	No se conoce	Niveles elevados de metales, hipersensibilidad retardada ¿Carcinogénesis?	No se conoce
Diámetro de la cabeza (mm)	22, 26, 28, 32, 36	28, 32, 36	Mejor tribología a mayor diámetro	Máximo 36
Otros problemas		Fractura	Tolerancia muy baja a error de colocación	Fractura, "Ruido", tolerancia baja a error de colocación

## 2.2. Características del implante

### 2.2.1. Materiales

- Tanto el polietileno, como algunos metales (acero especial, aleaciones de cromo - cobalto, etc. ) pueden servir de soporte estructural, permitir la fijación directa o indirecta y formar parte del par de fricción entre los dos extremos articulares. Combinando varios materiales se pueden aprovechar mejor sus propiedades (aleaciones de titanio para la fijación y transmisión de cargas y cromo - cobalto para la fricción). Diversos tratamientos de su superficie (grados de porosidad con o sin la incorporación de hidroxiapatita) permiten mejorar su capacidad para integrarse en el hueso. A su vez el componente de una artroplastia puede estar formado por una única pieza o por varias y de un mismo material o de varios. Esta posibilidad conocida como **modularidad o prótesis modulares**, permite efectuar reconstrucciones muy complejas y permiten realizar cirugía de revisión parcial, sin necesidad de retirar toda la artroplastia. Los inconvenientes de estos modelos son los derivados de la fricción de sus componentes, básicamente corrosión, desprendimiento de partículas por roce y fracturas por fatiga.
- En la Tabla 1 se exponen las ventajas e inconvenientes de diferentes **pares de fricción** en artroplastia total de cadera. Históricamente el par de fricción metal-metal y luego metal-polietileno fueron los originales. Lo que se denominó "enfermedad del cemento" se ha demostrado con el tiempo que es la "enfermedad del polietileno", producida por partículas de desgaste que originan una osteolisis y el desprendimiento del implante. Con los nuevos desarrollos de este material su frecuencia ha ido disminuyendo. Al conseguirse pares de fricción con menos generación de partículas de desgaste han ido apareciendo en las prótesis de cadera cabezas femorales de mayor tamaño, que a su vez son recomendadas para evitar las luxaciones.

### 2.2.2. Fijación

- El éxito de la fijación de los componentes al hueso con cemento en la prótesis de baja fricción de Charnley fue una de las claves del desarrollo de las prótesis articulares. Hoy día, prácticamente cualquier componente de una artroplastia puede ser fijado al hueso con cemento, sin que se haya demostrado su inferioridad respecto a otro tipo de fijación, salvo en casos de pérdida ósea, situación en la que puede combinarse con **injerto compactado** con el fin de reconstruir la reserva de hueso en pacientes con una larga expectativa de vida.

- Sin embargo, ante algunos inconvenientes de la fijación cementada, en especial la dificultad de extracción de este sobre todo en el canal medular, se han desarrollado otras técnicas que implican la deseada, aunque teórica, integración del implante en el hueso. La constante mejora del revestimiento de las superficies metálicas, la aplicación de poros, aletas, etc. y el desarrollo de soportes de **metal trabecular** (de titanio o de tantalio) han permitido evitar el cemento y son especialmente útiles en casos de pérdida ósea y dificultad para mantener la estabilidad inicial primaria previa a la fijación definitiva. Otros implantes para casos de déficit óseo, especialmente acetabular, se fijan al hueso sano mediante tornillos u otros mecanismos, protegiendo la reconstrucción mediante injertos. En algunas ocasiones no se produce la fijación perfecta pero la situación se estabiliza con el paso del tiempo dando lugar a la denominada **fijación fibrosa**. Puede decirse que en términos generales el problema de la fijación de las artroplastias al hueso está solucionado, no así el desgaste de los materiales. Quedan problemas por resolver más dependientes del tipo de material que de la fijación al plano óseo en sí misma.

## 3.- COMPLICACIONES

La cirugía de las artroplastias presenta un tipo de complicaciones similares al resto de la cirugía ortopédica (algunas como la infección o la enfermedad tromboembólica de especial relevancia) y otras más específicas (dolor de etiología incierta, inestabilidad, fracturas periprotésicas, osteolisis y pérdida de fijación). Haremos referencia especial a estas últimas, mientras que las primeras serán revisadas en otros capítulos de este Manual.

### 3.1. Artroplastia dolorosa

Tras una anamnesis y exploración cuidadosa y sistemática, un examen radiográfico estándar y una analítica básica es posible aproximar el diagnóstico o al menos la sospecha de la causa o causas del dolor, si bien en algunos casos no se llega a ninguna conclusión. Es posible que unas expectativas o una actividad excesiva por parte del paciente sean responsables de las quejas expresadas. En un estudio de Brander y cols (1), uno de cada 8 pacientes con artroplastia total de rodilla presentaba dolor de mediana o elevada intensidad mediana al año de la intervención sin una razón mecánica que lo justificara.

En las Tablas 2 y 3 se exponen las principales causas de artroplastia dolorosa (2). Una flebografía, eco-doppler,

electromiografía, gammagrafía, tomografía computarizada o resonancia magnética pueden ser necesarias para su confirmación (3) o para su correcta catalogación.

**Tabla 2. Causas extrínsecas de dolor en artroplastias**

Dolor referido por enfermedades del raquis, de otras articulaciones u órganos
Enfermedad vascular periférica arterial o venosa
Lesiones neurológicas agudas o crónicas
Tumores malignos
Fracturas por sobrecarga y periprotésicas
Tendinopatías
Psoas y región trocantérica en cadera
Pata de ganso, cuádriceps y rotuliano en rodilla
Alteraciones psicológicas
Síndrome de dolor regional complejo
Osificaciones heterotópicas

**Tabla 3. Causas intrínsecas de dolor en artroplastias**

Infección
Sinovitis por partículas de desgaste
Osteolisis y pérdida de fijación
Inestabilidad
Rigidez articular y artrofibrosis
Dismetría de extremidades
“Efecto punta” de vástagos
Lesiones del aparato extensor en la rodilla
Síndromes de atrapamiento (patelar, fabela, tendón poplíteo, restos meniscales)
Sobre o subdimensionado de componentes en rodilla
Transferencia anormal de cargas (stress shielding)

### 3.2. Inestabilidad

Puede presentarse como episodios francos de luxación (más frecuentes en cadera o en el hombro) o de una forma más sutil, como dolor periarticular o sensación de **inestabilidad** en reposo o ante ejercicios y movimientos articulares. En cualquier caso, es obligado un estudio exhaustivo de sus causas, teniendo en cuenta que sólo su corrección completa garantiza la solución terapéutica.

En la artroplastia total de cadera (ATC), el mecanismo puede obedecer al choque entre los componentes (u otras estructuras) al sobrepasar los límites de movilidad impuestos por la colocación de los implantes o a una pérdida de contacto entre ellos, derivada de una disminución de tensión de las partes blandas. Con relativa frecuencia la situación es más compleja implicando la asociación de los dos mecanismos.

El choque entre los componentes puede agotarse sin ocasionar la luxación y producir dolor, sensación “de roce o salida” y desgaste acelerado del polietileno, de forma característica en su borde. Depende de una adecuada colocación del implante y de sus características (relación entre el diámetro de la cabeza y el cuello), aunque en determinadas circunstancias, como en casos de hiperlaxitud, no existe ninguna posición segura. En la cadera se considera que la inclinación del componente acetabular debe ser menor de 45° (idealmente 40°) y que para la versión se debe tener en cuenta la de ambos componentes, siendo recomendable una “anteversión

combinada” de 25 a 35° para los hombres y de 35 a 45° para las mujeres. Otra causa de luxación por conflicto mecánico es el choque trocantérico - iliaco dependiente de una inadecuada lateralización femoral. Componentes modulares con diferentes tamaños de cabeza y de diseño del cuello, pueden minimizar este problema (4).

La **luxación** de las ATC dependiente de una inadecuada tensión de las partes blandas, puede ser debida a una insuficiencia muscular ya propia del paciente, derivarse de la lesión de la musculatura abductora o del trocánter mayor durante el abordaje o estar en relación con una inadecuada reconstrucción de la altura (dismetría) o lateralidad del trocánter mayor (5).

Casi 2/3 de los casos de luxación son episodios aislados, que pueden ser tratados tras la reducción con una inmovilización variable en forma y tiempo sobre la que no hay consenso. En los casos de recidiva, es importante conocer de la forma más precisa posible la causa; si existe una mala colocación de los componentes puede ser suficiente su revisión y colocación adecuada, si se asocia una insuficiente tensión de las partes blandas, además de su corrección hasta donde sea posible, puede ser necesaria la utilización de cúpulas acetabulares constreñidas o de doble movilidad.

En la artroplastia total de rodilla (ATR) es poco frecuente que la inestabilidad se manifieste como un episodio de luxación. Suele tener lugar en prótesis con sustitución del LCP, algo que llama la atención por la supuesta mayor restricción que proporciona el pivote central de polietileno. Se deben al mantenimiento de un excesivo espacio en flexión combinado con una laxitud medio - lateral por lo general en valgo. Fuera de estos episodios, además de la sensación de inestabilidad que puede ser difícil de reconocer (fallos, dificultad para subir o bajar escaleras), se asocia dolor en estructuras periarticulares (en especial en la pata de ganso) y en ocasiones rigidez.

En la Tabla 4 se expone una clasificación de la inestabilidad en las ATR. Las **inestabilidades simétricas** en extensión en general se deben a un mayor espacio en extensión por un corte femoral distal excesivo, lo que ocasiona una elevación de la interlinea que limita la flexión, afecta a la función patelar y produce típicamente inestabilidad entre 30 y 45°. Se tratan mediante revisión del componente femoral y colocación de bloques distales. La prevención y tratamiento de las inestabilidades asimétricas implica un buen balance en varo - valgo, en general mediante liberación ligamentosa, aunque algunos autores preconizan su reconstrucción. En las **inestabilidades en flexión** aumenta este espacio respecto al de extensión, bien por un excesivo corte femoral posterior, una mayor pendiente tibial posterior, un componente femoral pequeño o una asociación de estos factores. En su tratamiento es necesario balancear el espacio en flexión mediante la revisión del componente femoral, colocando bloques posteriores y/o en su caso uno de mayor tamaño, revisando también el componente tibial si la inclinación posterior es excesiva. Cuando se conserva el LCP, su pérdida, puede ocasionar una inestabilidad de este tipo asociada o no a los factores expuestos. Puede ser inicial si se lesiona durante la cirugía, a corto plazo por una excesiva tensión en flexión o tardío por degeneración e inflamación. En este caso es necesario colocar una artroplastia estabilizada posterior.

Tabla 4. Inestabilidad en ATR

1. En extensión
1.1. Simétrica
1.2. Asimétrica en varo - valgo
2. En flexión
2.1. Espacio en flexión excesivo
2.2. Lesión del LCP
3. En recurvatum - hiperextensión

Las **inestabilidades en recurvatum - hiperextensión**, en pocas ocasiones aparecen tras la artroplastia, siendo en general una situación previa y asociada a debilidad muscular por artritis reumatoide, poliomielitis u otra enfermedad neurológica. Para evitarlas se preconiza una mínima resección femoral distal o una reinserción proximal y posterior de los ligamentos colaterales.

Como es obvio, en los casos en que las medidas propuestas no consigan corregir la inestabilidad, está indicada la colocación de prótesis en bisagra pura, que sólo permite flexo - extensión o en la que se asocie la posibilidad de rotación entre los componentes.

### 3.3. Osteolisis y pérdida de fijación

La **osteolisis** por partículas ha sido definida como una nueva enfermedad, de las pocas creadas por el hombre, con un mecanismo de producción definido: activación de osteoclastos tras estímulo en la producción de citoquinas por determinados tipos de partículas. En las prótesis cementadas la pérdida ósea es preferentemente lineal y en las no cementadas cavitaria. En cualquier caso, acaba ocasionando una pérdida de fijación de los componentes que a su vez produce una nueva fuente de movilidad y mayor destrucción de hueso.

En muchas series y registros se confunde con el aflojamiento aséptico, lo que hace difícil conocer su incidencia real. Es importante destacar que la osteolisis, excepto en casos masivos, es una complicación tardía. Los fallos de fijación inicial y aflojamientos precoces - antes de 5 años - son en general secundarios a una técnica quirúrgica inapropiada, por mala alineación o colocación de los componentes, defectuosa cementación, inestabilidad o infección (6).

En componentes femorales de fijación biológica son **signos radiológicos de integración ósea** la atrofia del calcar, la aparición de tirantes o puentes de unión metafisaria, la ausencia de demarcación en zonas de apoyo y su presencia en zonas no diseñadas con este fin. Son **signos de fracaso**, el hundimiento, la movilización o la aparición de demarcación en zonas destinadas a la carga. En artroplastias cementadas, además de la movilización y el hundimiento, es signo de fracaso la aparición de **líneas radiotransparentes** continuas de más de 1 mm alrededor de los componentes. Todos estos signos radiográficos deben ser referidos a las denominadas zonas de De Lee para el cotilo y de Gruen para el componente femoral (Figura 1).

Se ha clasificado la calidad de cementación de los vástagos femorales en 5 tipos:

- Relleno completo de la porción proximal del canal medular de la diáfisis sin distinción entre el hueso cortical y el cemento.

- Distribución completa, pero el hueso cortical y el cemento pueden distinguirse en algunas áreas.
- Línea radiotransparente extensa de más del 50% de la interfaz hueso - cemento o huecos o vacíos en el cemento.
- Manto de cemento delgado (< de 1 mm.). Defecto en el manto de cemento, de forma que el metal está directamente en contacto con el hueso cortical.
- Deficiencias importantes del manto de cemento, como ausencia de cemento distal a la punta del vástago, defectos importantes en el manto o múltiples vacíos.

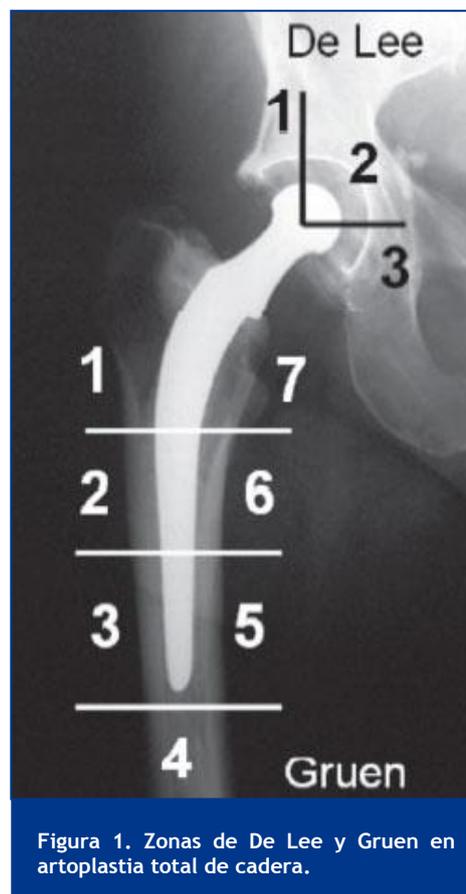


Figura 1. Zonas de De Lee y Gruen en artroplastia total de cadera.

Desde el punto de vista clínico la osteolisis por desgaste plantea un serio problema, ya que suele ser asintomática (muchos pacientes se sienten muy satisfechos con su artroplastia) hasta que la destrucción ósea ocasiona la movilización de los componentes o aparece una sinovitis por desgaste masivo o **metalosis**. Para su detección precoz es necesario un seguimiento periódico (Figura 2) y puesto que con los estudios radiográficos habituales puede no ser detectada o subestimada, se ha recomendado la realización periódica de tomografía computarizada y más recientemente resonancia magnética. En los casos en que los componentes están fijos y colocados en buena posición, puede ser suficiente la sustitución del polietileno y el relleno de la pérdida ósea con injerto o sustituto. En caso contrario deben ser revisados. La planificación de la técnica a utilizar exige conocer el déficit óseo. La **clasificación modificada de Paprosky** (Tabla 5) ha ganado aceptación frente a otras más simples que definen los defectos como cavitarios, segmentarios o mixtos. El déficit tipo I implica una pérdida ósea mínima similar a una prótesis primaria. En el acetábulo los déficits tipo II implican una migración del componente menor de 2 cm, bien sea superior (II-A), supero-lateral (II-B) o medial, con lisis de la imagen en

Tabla 5. Clasificación modificada de Paprosky

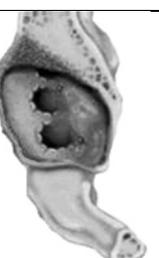
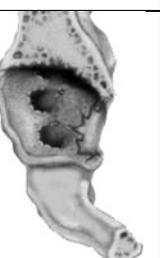
Femur	Tipo I	Tipo II-A	Tipo II-B	Tipo II-C	Tipo III	
Situación de la cortical interna metafisaria	Mínima afectación	Pérdida por encima del trocanter mayor	Pérdida por encima del trocanter menor	Pérdida extendida hasta region intertrocanterea	Afectación muy extensa	
Situación de la cortical externa metafisaria	Intacta	Intacta	Deficiente	Intacta	Lesionada	
Situación de la diafisis	Intacta	Intacta	Intacta	Intacta	Lesionada	
						
Acetábulo	Tipo I	Tipo II-A	Tipo II-B	Tipo II-C	Tipo III-A	Tipo III-B
Migración superior	No	< 2 cm supero-interna	< 2 cm supero-externa	< 2 cm inferior	> 2 cm	> 2 cm
Lisis isquion (pérdida ósea de la columna posterior)	No	Mínima	Mínima	Mínima	Severa	Severa
Imagen en lágrima (pérdida ósea infero-interna)	No	Mínima	Mínima	Severa	Severa	Severa
Línea de Kholer (pérdida de la pared antero-interna)	No	Intacta	Intacta	Intacta	Intacta	Interrumpida
						



Figura 2.

lágrima (II-C). En los defectos tipo III la migración es mayor de 2 cm, con lisis isquiática (III-A) y rotura de la línea de Kholer (III-B), con posible disociación pélvica. En el fémur la pérdida de hueso metafisario define el tipo II-A. La conservación de al menos 4 cm de cortical diafisaria fiable para la fijación con un vástago define los tipos II-B y II-C.

### 3.4. Fracturas periprotésicas

Pueden ser intraoperatorias y detectarse o no en este momento o postoperatorias, bien secundarias a traumatismos o producirse en un contexto de pérdida ósea por fracaso del implante. Para las fracturas periprotésicas femorales en artroplastias de cadera es muy aceptada la clasificación de Vancouver (7), en las que las fracturas tipo A afectan a trocánter mayor (AG) o menor (AL), las tipo B se producen en torno al vástago, fijo (B1), flojo (B2) o con pobre reserva ósea (B3) y las tipo C son distales al mismo (Tabla 6).

**Tabla 6. Clasificación de Vancouver de las fracturas femorales periprotésicas en artroplastias de cadera**

Tipo	Localización fractura	Estado del implante	Calidad ósea
AG	Proximal al trocánter mayor	Estable	
AL	Proximal al trocánter menor	Estable	
B1	Alrededor del vástago	Estable	
B2	Alrededor del vástago	Flojo	Buena
B3	Alrededor del vástago	Flojo	Pobre
C	Distal al vástago	Estable	

La base del tratamiento gira en torno a la estabilidad del implante, cuestión que puede ser difícil de establecer en algunas ocasiones, teniendo en cuenta que cuando se plantea esta duda, es frecuente que no esté fijo.

Con un implante fijo:

- Las fracturas no desplazadas pueden tratarse con tratamiento conservador. Las fracturas desplazadas exigen tratamiento quirúrgico, en general con los mismos principios que el resto de fracturas de ese segmento

Con un implante movilizado:

- Es necesaria su revisión, fijando el nuevo componente en hueso sano, valorando la calidad ósea del fragmento intermedio:
  - Si es buena, se puede reconstruir sobre este componente.
  - Con hueso de mala calidad es necesario utilizar prótesis masivas aloinjertos estructurales para reconstruir el fragmento intermedio.

En cualquier caso, en este tipo de cirugía es recomendable el aporte de injerto óseo en forma de autoinjerto.

### 3.5. Intoxicación por metales

Aunque se conocía la existencia de metales en sangre y orina procedentes de implantes articulares, recientemente y tras los problemas derivados de la utilización de algunos modelos de prótesis de cadera de superficie con fricción metal-metal, esta complicación ha tomado un indudable protagonismo. A pesar de no conocerse casos de degeneración maligna, es preocupante la formación de pseudotumores locales y la presencia de niveles elevados de cromo y cobalto en la corriente sanguínea en forma de intoxicación crónica. Las consecuencias de su depósito en determinados órganos y sistemas aún no están lo suficientemente aclaradas. El desconocimiento de la evolución de estos modelos ha hecho que agencias internacionales y sociedades científicas hayan propugnado protocolos específicos (8), consistentes en el control periódico de los niveles metálicos y estudio mediante imágenes de la zona periprotésica. Estos modelos de fricción metal-metal no deben implantarse en mujeres, sobre todo en edad gestacional. Se debe tener en consideración que estudios recientes constatan que los niveles elevados de iones metálicos en sangre también aparecen con otros pares de fricción, como el par metal-

cerámica (9), y que los pseudotumores no son únicos y exclusivos del par metal-metal, estando presentes en artroplastias con fricción metal-polietileno (10).

### BIBLIOGRAFIA

- Brander VA, Stulberg SD, Adams AD, Harden RN, Bruehl S, Stanos SP, Houle T. Predicting total knee replacement pain: a prospective, observational study. *Clin Orthop Relat Res.* 2003; 416:27-36.
- Talmo CT, Aghazadeh M, Bono JV. Perioperative complications following total joint replacement. *Clin Geriatr Med* 2012; 28:471-87
- Mandalia V, Eyres K, Schranz P, Toms AD. Evaluation of patients with a painful total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 2008; 90:265-7.
- Malik A, Maheshwari A, Dorr LD. Impingement with total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 2007; 89:1832-42.
- Fernández-Fairen M, Hernández-Vaquero D, Murcia-Mazón A, Querales-Leal V, Torres-Pérez AI, Murcia-Asensio A. Inestabilidad de la artroplastia total de cadera. Una aproximación desde los criterios de la evidencia científica. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2011; 55:460-75.
- Gupta SK, Chu A, Ranawat AS, Slamin J, Ranawat CS. Osteolysis after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2007; 22:787-99.
- Haidukewych J, Langford J, Liporace FA. Revision for periprosthetic fractures of the hip and knee. *J Bone Joint Surg Am* 2013; 95: 368-76.
- Gallart X, Marín O. Información y asesoramiento para cirujanos ortopédicos: árbol de decisiones ante un paciente portador de prótesis con par de fricción metal-metal. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2011;55:67-9.
- Schouten R, Malone AA, Tiffen C, Frampton CM, Hooper G. A prospective, randomized controlled trial comparing ceramic-on-metal and metal-on-metal bearing surfaces in total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 2012; 94-B: 1462-7.
- Huo MH, Stockton KG, Mont MA, Bucholz RW. What's new in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2012; 94:1721-7.