

CAPÍTULO 8

IMPLANTES ARTICULARES: PRINCIPIOS GENERALES. PARES DE FRICCIÓN

Autores: Pablo César Arviza Lorenzo, Miguel González López

Coordinador: Segundo José Sánchez Gutiérrez
Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Universitario de Getafe, Madrid

1. INTRODUCCIÓN

La artroplastia busca reconstruir una articulación deteriorada para recuperar su función y eliminar el dolor. Está indicada en pacientes con articulaciones artríticas o artrósicas, dolorosas e incapacitantes, sin respuesta satisfactoria al tratamiento conservador. No se recomienda en pacientes jóvenes o muy activos, debido al mayor riesgo de desgaste precoz, necesidad de revisiones protésicas y pérdida ósea del lecho, prefiriéndose técnicas extraarticulares⁽¹⁾.

2. ASEPSIA Y PROFILAXIS ANTIBIÓTICA

La profilaxis antibiótica en cirugía protésica es esencial para prevenir infecciones, especialmente durante las primeras horas postoperatorias⁽²⁾. Debe administrarse entre 30 y 60 minutos antes de la incisión, o 15 a 30 minutos antes del inflado del torniquete en caso de isquemia. Se requiere una dosis adicional si la cirugía dura más de 3-4 horas o hay pérdidas sanguíneas superiores a 1000-1500 ml.

La cefazolina, cefalosporina de primera generación, es el antibiótico estándar por su eficacia frente a *Staphylococcus aureus* y *S. epidermidis*, su bajo coste y perfil de seguridad. Las dosis deben ajustarse al peso corporal: 2 g en pacientes >70 kg y hasta 3 g si >120 kg, repitiendo intraoperatoriamente si la cirugía es prolongada (>4h).

En alérgicos a betalactámicos, se recomienda clindamicina, a considerar vancomicina o teicoplanina según la prevalencia de gérmenes del área.

La profilaxis no debe extenderse más allá de 24 horas para evitar efectos adversos y resistencia, aunque

podría considerarse en pacientes con múltiples factores de riesgo⁽³⁾.

También influyen factores quirúrgicos y ambientales: aplicación rigurosa de técnicas asépticas, uso de doble guante con recambios, preparación cutánea con clorhexidina alcohólica al 2% o povidona yodada, minimizar aperturas del quirófano y tránsito del personal, mantener la normotermia y limitar la duración quirúrgica a menos de 2,5 horas.

En contextos con alta prevalencia de SARM puede justificarse el uso complementario de vancomicina. La doble profilaxis con cefalosporinas y glicopéptidos ha mostrado eficacia, al igual que la combinación de profilaxis sistémica y local con cemento óseo con antibióticos (ALBC). Por último, se recomienda la irrigación intraoperatoria con povidona yodada diluida antes del cierre quirúrgico, ya que disminuye significativamente la incidencia de infecciones.

3. MATERIALES PROTÉSICOS

El éxito clínico de la cirugía de artroplastia de sustitución depende de materiales biocompatibles, duraderos y mecánicamente resistentes, capaces de integrarse de forma estable. Habitualmente, se emplean metales, polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) y cerámicas, presentados como aleaciones o compuestos optimizados. La fijación más común es mediante cemento óseo (PMMA). No obstante, persisten complicaciones como fatiga del material, desgaste y corrosión⁽¹⁾.

3.1. Aleaciones de hierro (aceros)

Los aceros inoxidables, se usaron ampliamente por su ductilidad, bajo coste y resistencia moderada a la corrosión. Contienen hierro, níquel y cromo. Sin embargo, su elevado módulo de elasticidad, liberación iónica potencial, riesgo de alergias y mayor tasa de infección han limitado su uso actual. Reservado hoy día a casos específicos.

3.2. Aleaciones de cobalto

Las aleaciones cobalto-cromo (≈ 60% Co, 30% Cr) destacan por su dureza, resistencia al desgaste y

estabilidad mecánica en carga cíclica. Presentan buena biocompatibilidad y resistencia a la corrosión, pero su alta rigidez puede inducir reabsorción ósea (*stress shielding*). Tienen limitada ductilidad y elevado coste, y deben evitarse en pacientes con hipersensibilidad a metales.

3.3. Aleaciones de titanio

La aleación Ti-6Al-4V es común en implantes no cementados por su bajo módulo elástico, bioinercia y resistencia a la corrosión. Facilita una distribución de cargas más fisiológica y favorece la osteointegración. Se utiliza en vástagos femorales, bandejas tibiales y espaciadores.

No obstante, su menor resistencia al desgaste limita su uso en superficies de fricción directa, por lo que suele tratarse con recubrimientos para mejorar fijación y durabilidad.

3.4. Aleaciones de tantalio

El tantalio poroso es altamente osteoconductor, resistente a la corrosión y biocompatible. Su estructura trabecular abierta simula el hueso esponjoso y favorece la osteointegración. Se fabrica sobre una malla de carbono con vaporización de tantalio. Su bajo módulo elástico y alto coeficiente de fricción lo hacen ideal para revisiones protésicas y reconstrucciones con déficit óseo. Su uso se extiende a cirugías primarias en los pacientes más jóvenes.

3.5. Polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE)

El UHMWPE ha sido el material de elección para superficies de fricción por su biocompatibilidad, baja fricción y resistencia. Sin embargo, su desgaste genera partículas que inducen osteólisis.

Para mitigar esto, se desarrolló el polietileno altamente reticulado (HXLPE), obtenido por irradiación y estabilizado térmicamente o con antioxidantes como la vitamina E, que neutraliza radicales libres mejorando su estabilidad mecánica. Esta estructura más densa reduce la producción de partículas sin comprometer la biocompatibilidad. El HXLPE mejora la durabilidad, especialmente en artroplastias de cadera y rodilla.

3.6. Poliéter éter cetona (PEEK)

El PEEK, ofrece alta resistencia mecánica, buena biocompatibilidad, ligereza, radiolucidez y un módulo elástico similar al óseo. Aunque su uso está consolidado en cirugía de columna, su aplicación en artroplastia

total aún es experimental. Su baja osteointegración y comportamiento frente al desgaste limitan por ahora su uso clínico rutinario.

3.7. Implantes de silicona

Los implantes de silicona se emplean en articulaciones pequeñas de la mano, especialmente en casos de artritis reumatoide. Actúan como espaciadores flexibles que mejoran la alineación y reducen el dolor. Son bien tolerados y técnicamente sencillos de implantar, aunque presentan limitaciones: rango de movimiento reducido, riesgo de fractura por fatiga y sinovitis por silicona.

3.8. Cerámicas

Las cerámicas (alúmina, zirconia) son inorgánicas, biocompatibles, muy duras y resistentes al desgaste. Su inercia química reduce la reacción tisular, y su superficie pulida minimiza la abrasión. Las cerámicas mixtas (alúmina-zirconia) mejoran la tenacidad y reducen el riesgo de fractura. El Oxinium®, un metal con capa cerámica oxidada, combina resistencia mecánica con superficie dura, ideal para alérgicos. Su uso requiere técnica precisa para evitar fracturas.

4. FIJACIÓN DE LOS IMPLANTES AL HUESO: FIJACIÓN PRIMARIA Y SECUNDARIA

La fijación del implante debe ser inmediata y estable para permitir la movilización precoz, siendo esta de carácter mecánico e instantáneo (fijación primaria), y favorecer la osteointegración, evitando micromovimientos, es decir, buscando el crecimiento óseo sobre o dentro del implante (fijación secundaria).

La primaria puede lograrse con cemento óseo acrílico (PMMA) o mediante fijación mecánica sin cemento (press-fit, roscado, atornillado o autoexpandible). La secundaria se desarrolla únicamente en implantes no cementados, siendo crítica en su estabilidad a largo plazo ⁽⁴⁾.

Según la forma de anclaje, las prótesis se pueden clasificar en cementadas, no cementadas o híbridas.

4.1. Cementadas: Fijación con cemento acrílico (PMMA)

El PMMA actúa como interfase mecánica entre hueso e implante, rellenando irregularidades y distribuyendo cargas, sin unión química. Constituye el punto más débil de la interfaz, por lo que una técnica adecuada es fundamental.

Esta incluye lavado pulsátil, uso de tapones distales, presurización activa y mezcla al vacío. El cemento se aplica en su fase de viscosidad intermedia y debe ser presurizado para lograr un manto uniforme. Útil en hueso osteoporótico o irradiado, donde la osteointegración es limitada, pero se evita en pacientes jóvenes o activos por riesgo de aflojamiento a largo plazo.

4.2. No cementadas: fijación por osteointegración

Los implantes no cementados requieren una fijación primaria estable (press-fit, autoexpandibles, tornillos) que limite micromovimientos a menos de 150 μm , permitiendo la fijación secundaria mediante osteointegración.

Para ello, se emplean superficies porosas (titanio o tantalio), que facilitan el entrelazado del hueso trabecular. Los poros óptimos tienen entre 50 y 300 μm . También se usan superficies rugosas con recubrimientos bioactivos como hidroxiapatita o fosfato tricálcico, que mejoran la osteoconductividad, aunque la evidencia clínica sobre su efecto a largo plazo es variable.

4.3. Montajes híbridos

Las prótesis híbridas combinan ambos métodos: por ejemplo, cotilos no cementados con vástagos femorales cementados, o viceversa. Buscan optimizar las ventajas de ambos sistemas, especialmente en casos complejos.

Independientemente de la técnica, una planificación preoperatoria adecuada y el respeto de los ejes biomecánicos son esenciales. Una mala alineación compromete la estabilidad del implante, sin importar el tipo de fijación.

5. OSTEOPENIA ASOCIADA AL USO DE IMPLANTES PROTÉSICOS

El "stress shielding" es la redistribución anómala de cargas cuando el implante absorbe la mayor parte de las fuerzas biomecánicas, reduciendo el estímulo funcional del hueso periprotésico. En artroplastia total de cadera, este efecto se manifiesta especialmente en el fémur proximal, con pérdida progresiva de densidad mineral ósea visible como osteopenia o atrofia cortical medial.

Es más frecuente con vástagos largos, rígidos, cementados o con recubrimientos porosos extensos que desvían la carga hacia la diáfisis distal, en lugar de cargar sobre la región metafisaria. Las aleaciones de Co-Cr, por su alta rigidez, generan mayor pérdida ósea proximal comparadas con las de titanio.

La pérdida ósea puede continuar durante años, especialmente en implantes no cementados. Aunque suele

carecer de repercusión clínica en el corto y medio plazo, puede dificultar futuras cirugías de revisión al reducir la reserva ósea.

Los diseños actuales de vástagos, con geometrías más cortas y recubrimientos proximales limitados, buscan minimizar este fenómeno mediante una transferencia de carga más uniforme en el fémur proximal.

6. PARES DE FRICCIÓN: CONCEPTOS GENERALES

La tribología estudia la fricción, el desgaste y la lubricación entre superficies sólidas en contacto. En artroplastia, el par de fricción se refiere a los materiales en contacto entre los componentes móviles (por ej.: cabeza femoral e inserto acetabular). La fricción depende del coeficiente de fricción, influido por la rugosidad, la lubricación y la carga.

El desgaste puede ser lineal o volumétrico y sigue tres fases: inicial (acoplamiento o *running-in*), intermedia (menor desgaste o *steady-state*) y final (desgaste acelerado o *wear-out*), pudiendo generar osteólisis inducida por partículas y aflojamiento del implante ⁽⁵⁾.

6.1. Par metal-metal (*metal on metal, MoM*)

Aunque inicialmente ofrecía buen rendimiento con cabezas grandes, el par metal-metal se ha abandonado progresivamente por la liberación de iones, RTLA, riesgo teórico de carcinogénesis y pseudotumores. Actualmente se limita a varones jóvenes con buena función renal y estrecho seguimiento. Contraindicado en mujeres en edad fértil.

Tasa de desgaste: 2,5-5 μm /desgaste anual.

6.2. Par metal-polietileno (*metal on polyethylene, MoP*)

Es el par más usado en artroplastias primarias. El HXL-PE, superior al UHMWPE convencional, combinado con cabezas de cobalto-cromo o cerámica, ofrece bajo desgaste. Las cabezas grandes aumentan la estabilidad pese a generar más partículas. Su bajo coste y fiabilidad lo consolidan como estándar actual.

Tasa de desgaste: 15-30 μm /desgaste anual.

6.3. Par cerámica-cerámica (*ceramic on ceramic, CoC*)

Las cerámicas mixtas como Biolox-Delta® ofrecen bajo coeficiente de fricción, alta biocompatibilidad y ausencia de iones, pero su fragilidad conlleva riesgo de fractura y ruidos articulares.

Se reservan para pacientes jóvenes, mujeres fértiles, alérgicos a metales o pacientes con insuficiencia renal.

Tasa de desgaste: 0,5 - 2,5 μm /desgaste anual.

6.4. Par cerámica-polietileno (*ceramic on polyethylene, CoP*)

Las cabezas de cerámica de alúmina sobre polietileno presentan menor desgaste que el par metal-polietileno, siendo preferidas en pacientes jóvenes, especialmente mujeres fértiles. Sin embargo, pueden sufrir "fretting" o desgaste por estrías, que puede aparecer durante la marcha si se produce una separación por despegue de la cabeza femoral, así como microabrasiones por subluxaciones o contacto con bordes metálicos (como el borde del cotilo), lo que incrementa la rugosidad y puede afectar la durabilidad del implante.

Tasa de desgaste: 0-150 μm /desgaste anual.

7. ENFERMEDAD POR PARTÍCULAS

La enfermedad por partículas engloba las respuestas inflamatorias destructivas inducidas por partículas microscópicas liberadas del implante. Estas, por lo general de polietileno, pero también de metal, cemento o cerámica, activan macrófagos que liberan citocinas proinflamatorias (TNF- α , IL-1 β , PGs), estimulando la actividad osteoclástica e inhibiendo la osteogénesis. Esto provoca osteólisis periprotésica y aflojamiento aséptico del implante.

Las partículas de polietileno son las más implicadas por su abundancia y pequeño tamaño (<1 μm), que favorece su diseminación en el líquido sinovial y su depósito óseo. Las metálicas también inducen reacciones adversas, aunque menos eficaces en provocar fagocitosis. Las cerámicas, por su dureza y bajo desgaste, generan menos partículas.

La trunionosis es una forma localizada de inflamación en la interfaz modular entre vástago femoral y cabeza protésica (trunion o cono Morse), debida a desgaste y corrosión. La liberación de iones metálicos (cobalto, cromo) puede generar sinovitis, necrosis, osteólisis y pseudotumores. Es más frecuente en caderas con cabezas metálicas grandes y combinaciones de materiales disímiles. El tratamiento incluye seguimiento clínico y de niveles séricos, y, si hay síntomas clínicos, revisión quirúrgica.

La prevención implica mejorar la tribología de los materiales y reducir la generación de partículas, mediante el uso de polietilenos altamente reticulados o cerámica. El seguimiento radiológico regular permite detectar lesiones osteolíticas precozmente, incluso en pacientes asintomáticos, facilitando intervenciones preventivas antes del fallo protésico.

BIBLIOGRAFÍA

1. Harkess JW, Crockarell JR. Artroplastia de cadera. En: Azar FM, Beaty JH, eds. Campbell. Cirugía ortopédica. 14.º ed. Barcelona: Elsevier España; 2023. Cap. 3.
2. Cleveland KB. Principios generales de las infecciones. En: Azar FM, Beaty JH, eds. Campbell. Cirugía ortopédica. 14.º ed. Barcelona: Elsevier España; 2023. Cap. 20.
3. Sanz-Ruiz P, Matas-Diez JA, Sanchez-Soler J, Garcia-Rey E. Infection risk-adjusted antibiotic prophylaxis in total knee arthroplasty: A cohort study. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2020;106(4):675-680. DOI:10.1016/j.otsr.2020.01.0244.
4. Mihalko WM. Artroplastia de rodilla. En: Azar FM, Beaty JH, eds. Campbell. Cirugía ortopédica. 14.º ed. Barcelona: Elsevier España; 2023. Cap. 7.
5. Álvarez CM, Lazo de la Vega RE, eds. Traumatología y ortopedia: Generalidades. 1.º ed. México: Manual Moderno; 2017.