

CAPÍTULO 21 - IMPLANTES ARTICULARES: PRINCIPIOS GENERALES. PARES DE FRICCIÓN

Autores: Ángel Salgado Rodrigo; Ana Núñez García
Coordinador: Javier Ortega González
Hospital Universitario de Getafe (Madrid)

1.- INTRODUCCIÓN

La artroplastia tiene por objeto la reconstrucción de una articulación deteriorada para recuperar la función y suprimir el dolor. Están indicadas en pacientes con articulaciones artríticas o artrósicas, dolorosas e incapacitantes que no responden de forma satisfactoria al tratamiento conservador. No se recomiendan en pacientes jóvenes o muy activos por el teórico desgaste precoz de las mismas, prefiriéndose en estos casos otras técnicas como las osteotomías.

2.- ASEPSIA Y PROFILAXIS ANTIBIÓTICA

Es obligatorio el uso de normas de asepsia en el quirófano y el uso rutinario de profilaxis antibiótica (1). Las tasas de infección descienden desde un 11% hasta un 1-0,1% (1,3). Se administra antes de que suba la presión al torniquete (por ejemplo en la rodilla, con “isquemia controlada”) y unos 15-30 minutos antes de la incisión cutánea. Se emplea una dosis única de antibiótico *previo* a la cirugía. Si la intervención se prolonga más de 3-4 horas, se recomienda una nueva dosis antibiótica intraoperatoria.

Durante las primeras 24 horas del *postoperatorio* se puede o no mantener el antibiótico (hay controversia y según la bibliografía parece que no existen diferencias significativas en tasas de infección).

El antibiótico suele ser una cefalosporina de primera generación (como cefazolina a dosis inicial preoperatoria de 2 g, y si se mantiene, 1 g/8 h durante 24 horas). En pacientes alérgicos la opción más utilizada es vancomicina (dosis inicial preoperatoria 1g, y si se mantiene, 500mg/12 h durante 24 horas) (2).

3.- MATERIALES PROTÉSICOS

Las prótesis se componen de varios elementos que combinan metales, polietileno o cerámicas. Metales y cerámicas suelen ser aleaciones de los mismos buscando mejorar las propiedades de cada uno de ellos. Como método de fijación más usado se encuentra el polimetacrilato (cemento).

Como complicaciones más frecuente de los materiales tenemos la fatiga, el deslizamiento o la corrosión.

3.1. Aleaciones de hierro. Aceros

Mezcla de hierro y a otros metales como Níquel y Cromo, presentando bajo contenido de impurezas. Son dúctiles y maleables. Tienen un bajo precio en el mercado.

Inconvenientes: corrosión lenta siendo susceptibles a la rotura por fatiga; alto índice de alergia; carcinogénesis y mayor riesgo de infección que otros metales. Actualmente casi en desuso.

3.2. Aleaciones de cobalto

Formado por la combinación de CR(30%) y CO(60%). Altamente biocompatible. Resistente a fractura, fatiga y desgaste. Combinación rígida, lo que facilita la osteoporosis (Stress Shielding) y como consecuencia aflojamientos o fracturas debido a la transmisión distal de cargas. Baja ductibilidad y un alto precio.

3.3. Aleaciones de titanio

La mezcla más usada es el titanio, aluminio y vanadio. Debido a sus características bioinertes consiguen mejor osteointegración. Nivel de citotoxicidad bajo con máxima resistencia a corrosión. Son metales muy flexibles con alto módulo de elasticidad evitando así es “Stress Shield”. Menor riesgo de infección. Escasa resistencia a la fricción y desgaste acelerado (2).

3.4. Aleaciones de tantalio

Se trata de un “Elemento puro” muy resistente a la corrosión y dúctil. Es utilizado desde 1994 y su uso sigue en aumento gracias a que tiene una alta biocompatibilidad. Está formado por un esqueleto de carbón donde se deposita tantalio obteniéndose una estructura porosa donde se desarrolla crecimiento óseo muy rápido. Presenta bajo módulo de elasticidad y alto coeficiente de fricción. Actualmente utilizado en cirugías de revisión y cada vez más en cirugías primarias sobretodo en cotilos y bandejas tibiales en pacientes jóvenes donde consigue una osteointegración excelente.

3.5. Polietileno de ultra alto peso molecular-UHMWPE

Biomaterial de referencia en las superficies de fricción de prótesis articulares. Proceso de degeneración muy lento que produce partículas insolubles de forma indefinida. El nivel de degeneración depende de las superficies de fricción y la carga a la que se someten. El más usado es el altamente entrecruzado por su mayor resistencia al desgaste y menor generación de partículas. Uno avances en este campo (aún en fases de evaluación clínica), es la presencia de vitamina E (alto poder antioxidante) añadida a este material, mejorando así a largo plazo sus propiedades (3).

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

La fijación debe ser estable para permitir una movilización temprana.

El anclaje primario se puede conseguir mediante cementos óseos, o mediante el anclaje intrínseco del componente

protésico (por ejemplo, componentes a presión o press-fit, roscados, atornillados, autoexpandibles, etc.).

La fijación secundaria es el anclaje de la prótesis al hueso por crecimiento de éste sobre la superficie del implante. Este crecimiento óseo es casi nulo en las prótesis cementadas.

Podemos clasificar las prótesis en cementadas, no cementadas o híbridas según su modo de anclaje al hueso.

4.1. Cementadas. Fijación con polimetilmetacrilato

Los cementos acrílicos o de polimetilmetacrilato (PMMA) permiten la fijación ósea del componente protésico. El término cemento hace pensar se produce una unión, es decir, que hueso e implante se “pegan” a través del cemento. Sin embargo, el cemento óseo carece de propiedades adhesivas y/o de uniones químicas; no pega las sustancias en su conjunto, sino que rellena el vacío entre el implante y el hueso circundante creando así un espacio reducido para que la prótesis se mantengan “contra” el hueso, soportando fuerzas de cizallamiento. El cemento es la zona más débil de las interfaces implante-cemento-hueso, de ahí la importancia de la técnica de preparación (sistemas de vacío y centrifugado para lograr una mezcla homogénea sin burbujas de aire) y la técnica de uso (su uso incorrecto es la principal causa del aflojamiento) (4).

La técnica de cementado es distinta en el componente tibial que en el femoral o el acetábulo. Pero como principios básicos en la cementación se debe tener en cuenta *el momento*, es decir, se debe aplicar el cemento cuando éste adquiere una forma *semilíquida o cremosa*. También es importante la *limpieza previa de las celdillas óseas* (lavado pulsátil), la inyección con pistola si nos referimos a cavidades medulares o manual en superficies como el platillo tibial, y la presurización del cemento.

Puesto que el cemento rellena las celdillas óseas, es una técnica ideal en hueso osteoporótico. También es el método indicado en hueso radiado (menor potencial de fijación secundaria-crecimiento). No se recomiendan en pacientes jóvenes.

4.2. No cementadas. Otros métodos de fijación

Los implantes no cementados crean una interface dinámica. Existe cierto micromovimiento inicial (inferior a 150µm) que permite el crecimiento del hueso (integración sólida y duradera). Si el movimiento es excesivo, aparece una superficie fibrosa peri-implante que aumenta el riesgo de aflojamiento.

Para lograr la fijación primaria se utilizan métodos “Pres-Fit” (implante ligeramente inferior al hueso circundante), implantes autoexpandibles, o el implante y hueso del mismo tamaño con suplementos para estabilizar, como por ejemplo tornillos en el caso del acetábulo.

Para favorecer la fijación secundaria (osteointegración) se han desarrollado superficies metálicas porosas y superficies rugosas (recubiertas de “granulado metálico”) que permiten que el hueso crezca intercalándose en los espacios.

Superficies porosas: El crecimiento óseo interno será mejor si los poros tienen un diámetro superior a los 40nm (50-300µm). La parte porosa no es necesario que ocupe el 100% del implante, con un 40-50% es suficiente y se disminuye así el riesgo de “stress shielding”.

Superficies rugosas: Baño con spray presurizado de metal (aluminio o acero inoxidable) a altas temperaturas. Pueden cambiar la estructura y propiedades de las aleaciones metálicas. Las nuevas superficies bañadas de titanio (técnica de plasma-spray) no necesitan calor. Precisa una cobertura de casi el 100% del implante con la película rugosa para aportar mismo nivel de estabilidad que las superficies porosas (mayor “stress shielding”)

Por último se siguen desarrollando una **nuevas superficie metálicas**, porosas o rugosas, asociadas a microesferas de sustancias osteoconductoras como hidroxiapatita $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ y el fosfato tricálcico, que aportan una superficie altamente biocompatible con el hueso que la rodea. Aunque se ha demostrado una integración ósea más rápida en modelos animales, no hay evidencia de mayor supervivencia del implante comparada con otras superficies porosas en ensayos clínicos.

4.3. Híbridas

Aquellas prótesis que utilizan las dos formas de fijación (ejemplo, coto roscado, **press-fit** o autoexpandible junto con vástago cementado).

No se debe olvidar nunca que si la planificación preoperatoria es mala y la implantación de la prótesis no respeta los ejes de carga, el implante fracasará independientemente de la cementación o el prest-fit conseguido.

5.- STRESS SHIELDING. OSTEOPENIA ASOCIADA AL USO DE IMPLANTES PROTÉSICOS

Cuando sustituimos una articulación por un implante, acontece una redistribución de las cargas y estrés en el hueso. En el caso del componente femoral en una prótesis de cadera, el stress de las cargas generalmente salta los 10cm proximales de hueso, pasando directamente a través del implante hacia la zona distal. Este desuso produce una pérdida de masa ósea (osteopenia) que se observa radiológicamente. Se produce más en caso de implantes de vástago largo, rígidos, anclaje diafisario, con una amplia superficie porosa distal (más de 1/3 de su superficie).

La repercusión clínica de dicha imagen radiológica, aunque sigue en debate no parece que se asocie a mayor riesgo de aflojamiento ni dolor.

6.- PARES DE FRICCIÓN. CONCEPTOS

- **Tribología:** ciencia que estudia la fricción, desgaste o usura y la lubricación que tiene lugar durante el contacto entre superficies sólidas en movimiento.
- **Fricción:** resistencia al movimiento entre 2 cuerpos en contacto. El coeficiente de fricción representa la relación entre la carga y fuerza de fricción. Depende de factores como rugosidad, lubricación, carga, tamaño...
- **Par de fricción:** superficies en contacto dentro de la articulación (5).

- **Resistencia:** parte que estudia la relación entre cargas aplicadas existente y los efectos internos con deformidades producidas en el cuerpo sometido a carga. La resistencia depende de las fuerzas aplicadas y la tensión: reacción interna consecutiva a aplicar una fuerza.
- **Desgaste:** variación en la longitud original del componente. Esa variación puede ser elástica (temporal) o plástica (permanente). El desgaste también puede ser lineal (distancia entre 2 puntos) y /o desgaste volumétrico.
- **Fases del desgaste:**
 - a) **Fase inicial** de mayor desgaste.
 - b) **Fase intermedia:** los componentes se conforman y el contacto se ajusta iniciando una fase más lenta de desgaste. Será más lenta a mayor lubricación y menor coeficiente de fricción. Aparece al año de la cirugía.
 - c) **Fase final:** aumento del desgaste final por aumento de coaptación. Finaliza con un aflojamiento y osteolisis por partículas.

6.1. Par metal-metal

Como **ventajas** de este binomio de materiales:

- Desgaste lineal, volumétrico y generación de partículas inferiores al par metal-poli. Autoreparación por pulido de las deformaciones. Posibilidad de recubrimiento con capa de cerámica aumentando la biocompatibilidad y resistencia al desgaste o corrosión.

Dentro de los **inconvenientes** existen:

- Gran tamaño de las partículas generadas, producción de pseudotumores reactivos del sistema inmune a partículas visto en el 15-20 % a los 5 años. No se ha demostrado que la producción de estos iones provoquen un aumento en la incidencia de tumores. Existen concentraciones elevadas en sangre y orina de CR y CO siendo importantes en embarazadas por el paso de barrera placentaria y riesgo de teratogénesis, por lo que se prohíbe su uso en mujeres en edad fértiles. Algunas sociedades científicas restringen bastante el uso de esta combinación (solo pacientes jóvenes con buena función renal) y recomiendan revisiones anuales en los pacientes con este par implantado (valorar la viabilidad de los implantes y los niveles metálicos en sangre).

6.2. Par metal-polietileno

Es el más utilizado actualmente. Hay más riesgo de que aparezca la llamada “enfermedad de las partículas” con el uso de cabezas grandes. Actualmente los nuevos polietilenos minimizan este riesgo consiguiendo índices de fricción muy bajos que disminuyen la liberación de partículas. Bajo precio.

6.3. Par cerámica-cerámica

Compuestos no metálicos que se fabrican mediante un proceso de cocción. El enlace es iónico entre núcleos, fijando así los electrones y dotando al material de buen

aislamiento térmico y eléctrico. Son fabricados a alta temperatura. En general sus propiedades son:

- **Resistencia a la compresión y al desgaste**
- **Quebradizos:** Escasa deformación plástica, por lo que ante grietas o impurezas se pueden romper directamente sin previa deformación
- Módulo de elasticidad diferente al hueso, no transmitiendo las cargas de manera uniforme (son muy **rígidos**). Esto genera aflojamientos y osteolisis, favoreciendo la degeneración del implante, por este motivo no es aconsejable el par cerámica-cerámica en PTC.
- Gran **biocompatibilidad** dotando al material de hidrofilia y humedad facilitando así la lubricación.

Dentro de las cerámicas las más usadas son la **alúmina** y **circonia**:

- **Alúmina:** Obtenidas por sintetización de polvo cristalino consiguiendo gran pureza y grano pequeño. El par de fricción alúmina-alúmina tiene el *mejor coeficiente de fricción*, así como el par alúmina-polietileno es el mejor coeficiente entre materiales con polietileno. Tiene poco desgaste por abrasión o adhesión así como la aparición de un tercer cuerpo. Poca producción de partículas por desgaste. Mecánicamente es rígida con escasa elasticidad, lo que favorece su rotura. Se esterilizan con calor seco ya que la autoclave empeora sus características. Puede producir ruidos articulares. En pocas ocasiones se utilizan el par cerámica-cerámica por poseer un módulo de elasticidad diferente al hueso favoreciendo así los aflojamientos. Alto coste de fabricación.
- **Alúmina- Circona:** Existe el compuesto formado por alúmina 70% y circonia al 30% que mantiene la biocompatibilidad de la alúmina pero incrementando sus propiedades mecánicas (mejora en resistencia y menor desgaste). Pretende disminuir los ruidos articulares. Actualmente se están incorporando óxido de itrio para intentar mejorar algunos problemas surgidos con la estabilidad de la estructura microcristalina. Pocos estudios a largo plazo.

Así concluimos que los pares que contengan cerámicas son ideales en pacientes jóvenes, mujeres en edad fértil y enfermos renales.

7. ENFERMEDAD POR PARTÍCULAS

Alteración en los tejidos periprotésicos secundario a la liberación de micropartículas emitidas por los materiales implantados. Estos tejidos fagocitan las partículas produciendo una liberación celular de mediadores inflamatorios que tienen un efecto osteolítico, aumentando así la osteolisis y favoreciendo el aflojamiento precoz. El principal productor de partículas nocivas es el **polietileno** ya que la cerámica produce mínima cantidad y el metal genera elementos que escapan a la acción local de los macrófagos.

BIBLIOGRAFÍA

1. AlBuhairan B. Antibiotic prophylaxis for wound infections in total joint arthroplasty: a systematic review. *J Bone Joint Surg Br.* 2008 Jul;90(7):915-9.
2. Tuke M. Design considerations and life prediction of metal-on-metal bearings: the effect of clearance. *JBJS(AM).* 2008;90-A(suppl 3): 134-41.
3. Jarret BT, Cofske J, Rosemberg AE, Oral E, Muratoglu O, Malchau H,. In vivo biological response to vitamin E and vitamin E-doped polyethylene. *JBJS* 2010. Nov 17,92(16):2672-81
4. Barrack RL. Improved cementing techniques and femoral component loosening in young patients with hip arthroplasty. A 12-year radiographic review. *J Bone Joint Surg Br.* 1992 May;74(3):385-9.
5. Cordero Ampuero J, Forriol Campos F. Biomateriales y sustitutos óseos. Manual de cirugía ortopédica y traumatología. 2º edición. Editorial paramericana. 2010 pp 35-40