

Plasma versus poro.

Plasma versus porous.

E. GARAGORRI*, C. PEREZ CID**, J.L. VILLAR**.

*SERVICIO DE CIRUGÍA ORTOPÉDICA. HOSPITAL RAMÓN Y CAJAL (MADRID). **SERVICIO DE CIRUGÍA ORTOPÉDICA. COMPLEJO HOSPITALARIO DE ORENSE.

Correspondencia:

Dr. J.L. Villar González
C/ Progreso, 161-entrep.
32003-Orense
Fax: 988 21 97 18

Introducción. El recubrimiento poroso de las Prótesis Totales de Cadera, debe reunir las características necesarias para evitar el desgaste, resistir a la corrosión, ser capaz de transmitir las cargas y favorecer la fijación biológica.

Esta revisión intenta recoger la situación actual de las técnicas de recubrimiento y comparar la unión que se logra entre las distintas capas de revestimiento entre sí y entre el propio recubrimiento y el sustrato, diferenciando lo que es una unión mecánica de una metalúrgica.

Los procesos mas habituales de recubrimiento de implantes metálicos, son: El rociado de plasma, sinterización y difusión (1).

Rociado de plasma. La pulverización de plasma de Titanio sobre el poro, requiere una gran precisión porque maneja múltiples parámetros. Así pues, la calidad del recubrimiento vendrá dada por la cámara con atmósfera oxidante o no oxidante, o que esté al vacío; mezcla de gas presurizado; calidad y tamaño de las partículas de polvo a inyectar, distancia entre la pistola y el metal, y capacidad de mover la pieza durante el proceso. Los cambios de estos parámetros, nos darán un resultado diferente con propiedades distintas. El desarrollo de la técnica debe ser robotizada para realizar las distintas fases de su desarrollo.

Preparación de la superficie.

La preparación varía según sea el sustra-

to a recubrir: Aleación de Titanio (Ti-6Al-4Va) ó de Cromo-Cobalto (Cr-Co).

Después de mecanizar y tratar la pieza hasta que adquiera su forma definitiva, se lanzan partículas de Oxido de Aluminio contra la superficie metálica; posteriormente se pica con chorros de bolitas de metal la zona del implante de Titanio a la que se vá a aplicar el recubrimiento poroso, con objeto de inducir en su superficie tensiones por compresión. Es sabido que los metales acaban fallando por fatiga debido a los esfuerzos tractors, mientras que las tensiones por compresión, contribuyen a disminuir los efectos del desgaste de la superficie del implante.

La preparación de los implantes de Cromo-Cobalto (Cr-Co) es muy parecida; sin embargo el Cr-Co no es sensible a las muescas, y por tanto no se aplica con chorro de perdigones, ya que resultaría innecesario y no añadiría ventaja alguna.

Pulverización.

La pulverización de partículas en plasma, es el estado de la materia con igual número de iones positivos o negativos, impulsados por gas a altas temperaturas, para dar unos relieves parecidos a la estructura medular. El vástago se introduce en una cámara con atmósfera no oxidante y se fija de forma que se pueda girar y rotar, de manera predeterminada, para facilitar el recubrimiento uniforme de la zona elegida, inyectando el polvo de Ti-6Al-4Va en un arco formado por dos electrodos de la pistola a una temperatura alta. El

polvo sale despedido hacia el implante por acción de los gases a presión de la pistola, recubriendo la zona deseada.

Al salir del arco, las partículas se encuentran en un estado semifundido (estado de plasma) y se van solidificando a medida que se acercan al implante. El impacto sobre la superficie áspera preparada, forma un recubrimiento denso casi continuo, que se entrelaza mecánicamente con el sustrato.

Después del recubrimiento, la pieza pasa por diversas fases, con el fin de eliminar todas las partículas sueltas, aplicando posteriormente un chorro de cerámica a baja presión y por último, un lavado con agua para limpiar la pieza.

Características del recubrimiento.

Este procedimiento crea una gran rugosidad, fundamental para la fijación del implante. La rugosidad es de poro cerrado, lo cual evita una migración de las partículas producidas por el deterioro del PE.

El volumen de porosidad se valoró por dos métodos: El primero, en función del grosor, variando desde el 14,9% cerca del sustrato, hasta el 73,3% en la superficie. El segundo método se realizó sobre corte transversal, encontrando valores globales en 33-36%. El diámetro del poro varía igualmente entre 92,3 cerca del sustrato, hasta 480 micras en la superficie (2.3).

Recubrimiento poroso sinterizado.

Consiste en colocar bolitas de Ti-6Al-4V sobre el sustrato, por medio de un aglomerado o pegamento orgánico. El implante se introduce en un horno no oxidante y se somete a temperaturas de 1.204 a 1.315°. El aglomerado orgánico pasa a la atmósfera del horno quedando las bolitas fijadas al sustrato. El proceso de sinterización puede llegar a prolongarse durante dos horas. Este sistema tiene dos características: Consigue una unión metalúrgica entre el recubrimiento y el sustrato y el recubrimiento consigo mismo, y disminuye de forma ostensible la resistencia a la fatiga del sustrato.

Proceso de unión por difusión. Pri-

mero se corta y entreteje una red de Titanio formando unas mallas para conseguir un molde que coincida con la oquedad establecida previamente en la superficie del vástago femoral. Se aplica una presión con un aplicador no reactivo (grafito de alta densidad, y se calienta entre 760° -980°). El recubrimiento es una unión metalúrgica entre el sustrato y las mallas, y de las fibras de Titanio entre sí (4).

Propiedades mecánicas. Los recubrimientos porosos se someten a diversos ensayos para valorar las propiedades mecánicas del recubrimiento y el sustrato.

La resistencia a la fatiga del sustrato recubierto, se analiza tomando como referencia un vástago de aleación de Titanio mecanizado cuya resistencia a la fatiga está en 91-100.000 PSI (libras, pulgadas al cuadrado). PSI = 145 MGP. 10 MGP = Kg. Por mm.. Ejemplo: 1 Kg./mm. = 10 MPA. 1450 PSI.

La resistencia a la fatiga del vástago de aleación de Titanio recubierto de plasma-spray, se ha obtenido realizando diversos tests. El test de la viga giratoria (doblados cíclicos de la viga en forma de barra con pesas y haciéndolo girar a 4.333 revoluciones/minuto). El test de la viga en voladizo (cargando en un extremo de la barra, manteniendo el otro fijo). Ejemplo: El puente levadizo (5).

La literatura médica nos habla ampliamente del desprendimiento de partículas metálicas especialmente significativas en los granos sinterizados y en menor medida, en las mallas de Titanio. Estos procesos de sinterización y difusión, tienen en común el que utilizan alta temperatura y que consiguen una unión metalúrgica; por tanto, los interrogantes son: El saber que papel desempeña el calor en la delaminación y la unión metalúrgica y determinar la diferencia entre sinterización y difusión con el pulverizado de plasma (5).

¿Es el calor la causa de la futura delaminación?

¿Lo es la unión metalúrgica?

¿Qué fenómenos ocurren en estos dos procesos que no lo hacen en el pulverizado por plasma?

Los siguientes cinco puntos que tienen relación con el calor y la unión metalúrgica (6), intentan dar respuesta a estos interrogantes:

- 1.- Formación de Carburos de Cromo.
- 2.- Corrosión.
- 3.- Crecimiento del límite del grano.
- 4.- Formación de grietas.
- 5.- Evaporación.

Los cinco puntos se cumplen en el proceso de sinterización, pero solo dos de ellos en el proceso de difusión. Los cinco afectan al Cromo-Cobalto y tres a los de Titanio.

Formación de Carburo. Las aleaciones de Cromo-Cobalto tienen entre 0,15-0,30 de Carbono que reacciona con el Cromo formando Carburos de Plomo. Esto ocurre a temperaturas muy altas, aproximadamente 1.100° , por lo que se da solo en el proceso de sinterización.

Corrosión. Es de capital importancia en las aleaciones de Cromo-Cobalto. La capa de pasivación que le protege de la corrosión, se debe a la formación de Oxido de Cromo. El Cromo que participa en aproximadamente el 30% de la aleación, está unido parcialmente al Carbono formado por Carburos de Cromo. La zona periférica a estas uniones, presentará déficit de Cromo y por tanto, sufrirá pérdida de la capa de pasivación de Oxido de Cromo, estableciéndose zonas sin protección por donde se iniciará la corrosión. Este problema se da en el proceso de sinterización y no en las aleaciones de Titanio, por varios motivos: El primero, la abundancia de Titanio que supere el 90% de la aleación. El segundo, la escasez de Carbono, 0,08% y el tercero, la mayor avidez a unirse el Carbono entre sí y no con el Titanio

Crecimiento del límite del grano. Esto se debe al aumento del tamaño de los cristales de metal por el proceso térmico. Esta zona tiene menos resistencia a la fatiga y tracción, y se da en los procesos de sinterización y unión por fusión.

Formación de grietas. La zona de sol-

dadura, tanto entre el sustrato y el recubrimiento, como en el propio recubrimiento entre sí, actúan como punto de concentración de fuerzas, reduciendo la resistencia a la tracción.

Evaporación. En la sinterización se alcanzan temperaturas de casi el 90% del punto de fusión, presentando los metales una fase casi líquida, sufriendo una parte mínima de este material, un proceso de evaporación, perdiéndose material justamente en la superficie del vástago que es donde se pretende lograr la unión. Esto debilita la superficie y actúa como zona de iniciación de grietas.

El Titanio y sus aleaciones, tienen unas características marcadas en relación con la temperatura. El Titanio a temperatura ambiente, posee una estructura microcristalina exagonal compacta (fase Alfa), que se transforma en estructura microcristalina cúbica centrada en el cuerpo (fase Beta), al sobrepasar los 882° .

La fase Alfa, mejora las características mecánicas y la fase Beta comunica a las aleaciones, características de deformación plástica. La aleación de Ti-6Al-4V, es una estructura Alfa-Beta.

La resistencia disminuye con la temperatura, tanto en el Titanio como en sus aleaciones. El proceso de sinterización y difusión supera estas temperaturas, lo que repercute en las características finales de la pieza (7).

Conclusión. El recubrimiento poroso pulverizado por plasma y Titanio, nos proporciona mejores prestaciones que el realizado por difusión y muy superiores al de sinterización, pues las soldaduras son de mejor calidad y tienen las siguientes características:

- Mínima repercusión en la resistencia a la fatiga del vástago.
- Es bio-activa, o al menos bio-inerte.
- Tiene alta rugosidad, incrementando así la estabilidad inicial del implante.
- Presenta una geometría favorable para la transmisión de fuerzas al hueso.
- El recubrimiento de Titanio es válido para aplicar en vástagos de aleaciones de Titanio y de Cromo-Cobalto.

Bibliografía

- 1. Serekian P. Process application of Hidroxyapatite coating.** E Epinette JA y Geesink RGT (eds): Hidroxyapatite coated hip and knee arthroplasty. Paris: Expansion scientifique française; 1995. p.13-20.
- 2. Emerson RH, Sanders SDB, Head WC, Hissins L.** Effect of circunferencial Plasma-Spray. Porous coating on the rate of femoral osteolysis after THA. J Bone Joint Surg 1999; 81A:1291.
- 3. Lnakey HD y cols.** Bone opposition to Plasma-Sprayed: Cobalt Claromiumalloy. Biomedical Materials Res 1992; 26:557-75.
- 4. Vallet Regi M, Munuera L.** Biomateriales aquí y ahora. Madrid: Ed. Dykinson; 2000. p. 180-3.
- 5. Gross V y cols.** It surfaces roughness and mode of load transmisión influence periimplant bone estructura. Clinical implant materials. Advances in Biomaterials. Amsterdam 1990, 9:303-8.
- 6. Vallet Regi M, Munuera L.** Biomateriales aquí y ahora. Madrid:Ed. Dykinson, 2000; p. 100-3.
- 7. Manley Mt.** Calcium Phosphate Biomaterials: A review of the literature. E Gaesink RGT y Manley MT (eds): Hidroxyapatite coatings in Orthopaedic surgery. New York: Raven Press Ltd, 1993, p.1-23.
- 8. Under L.** Implant stability, histology, RSA and wear-more critical question are needed. A view point. Acto Orthop Scand 1994;65:654-658.