

SERVICIO DE TRAUMATOLOGÍA Y CIRUGÍA ORTOPÉDICA
HOSPITAL DE CABUEÑES, GIJÓN.

Recubrimiento Poroso de la Prótesis no Cementadas de cadera

A. MURCIA MAZÓN

RESUMEN

Se describen los tres tipos más frecuentes, por lo menos en nuestros Hospitales, de recubrimiento poroso de las artroplastias totales de cadera. Sinterización, difusión y espuma plasmática, se insiste en los factores para conseguir una buena fijación biológica y se presenta una impresión subjetiva de los primeros 47 pacientes intervenidos en su hospital con este tipo de vástagos.

Descriptores: Superficies porosas; plasmapore; prótesis no cementadas

SUMMARY

The three models of porous coated systems more frequent, at least in our Hospitals, of cementless total hip replacements (Sinterization, diffusion and plasmapore).

The author emphasize in the factors to obtain a good biological fixation, and a review of 47 patients treated with this type of prothesis.

Key words: Porous coated Systems; Plasmapore; Cementless total hip replacements.

Introducción

Si la década de los 60 se caracteriza por el auge de las artroplastias cementadas de cadera, la de los 70, impulsada principalmente por MITTELMEIER (1) en Alemania y BOUTIN (2) en Francia, es a partir de 1972-73, cuando empieza el verdadero desarrollo de la no cementación de las artroplastias.

Bien es verdad que no debemos olvidarnos de los trabajos de RING (3) que ya en 1966-67 utilizaba su modelo de artroplastia no cementada y que todavía hoy día con algunas modificaciones sigue utilizando y con resultados excelentes. Del mismo modo hay que destacar los trabajos de los hermanos JUDET (4) con sus superficies madreporicas.

Con el paso del tiempo, todos los modelos

han ido evolucionando con el fin de mejorar la fijación o integración de la prótesis.

Los principales aspectos de la fijación sin cemento en las artroplastias de cadera son fundamentalmente tres:

- biocompatibilidad
- diseño
- técnica de implantación.

Respecto a la BIOCOMPATIBILIDAD, prácticamente la totalidad de las artroplastias del mercado son biocompatibles y magníficamente toleradas y aceptadas por el organismo.

En cuanto al DISEÑO, hay una gran variación ya que éste viene determinado por los distintos conceptos sobre el anclado ideal. De esta forma hay vástagos femorales cuya base

de implantación es fundamentalmente metafisaria, otros diafisaria y otros de anclado total. Con arreglo a éste concepto, el diseño es distinto ya que tiene que adaptarse a las formas de los huesos que las van a recibir. Así unos vástagos rellenan por completo la cavidad intramedular mientras que otros son más delgados ya que su anclaje es metafisario. Del mismo modo ocurre con la presencia o no de collarete para su apoyo en el calcar.

En cualquier caso, hoy día las que tienen más predicamento y tal vez una mayor aceptación por parte de todos los autores son aquellos vástagos femorales que tienen su base fundamental de implantación en la zona metafisaria.

Si en los dos apartados anteriores, diseño y biocompatibilidad, los cirujanos que realizamos este tipo de intervenciones no podemos influir, es precisamente en este tercer aspecto en el de la TÉCNICA DE IMPLANTACION donde sí que influimos, pudiendo conseguir o no que los mismos componentes sean duraderos o por el contrario sean dolorosos y haya que recurrir a la cirugía de revisión en un plazo más o menos corto de tiempo.

La técnica de implantación de cualquier tipo de sustitución parcial o total de una articulación debe ser impecable, pero también es verdad que el cemento puede y de hecho "oculta" en ocasiones pequeñas imperfecciones técnicas, que solo posteriormente se traducen clínica y radiográficamente. Por el contrario, en las artroplastias no cementadas, estas pequeñas imperfecciones técnicas se traducen en el postoperatorio inmediato, con la no fijación del implante y manifestándose clínicamente en forma de DOLOR en el muslo bien sea al cargar o al rotar internamente. Por consiguiente, si en las artroplastias cementadas debemos desear la perfección, en las no cementadas hay que exigirla. Es absolutamente imprescindible el perfecto ajuste del implante al hueso receptor.

La fijación biológica, situación ideal del implante, se consigue mediante el crecimiento

óseo en y sobre una superficie porosa.

Hay tres requisitos para que la fijación de un implante sea duradera:

- buen lecho para el implante
- estabilidad postoperatoria
- integración ósea.

Los dos primeros requisitos podemos conseguirlos, dejando un hueso esponjoso de buena calidad como lecho para el implante y colocar éste de la forma más adecuada para que quede perfectamente estable, es la estabilidad primaria o inmediata (Figura 1). Mientras que el tercer requisito, debe ser la consecuencia de los dos primeros, que si se cumplen y el implante tiene una superficie porosa como las que describiremos posteriormente, es posible el crecimiento óseo alrededor y dentro del implante, consiguiendo de esta forma la estabilidad secundaria definitiva. De tal manera que el implante es perfectamente colonizado e integrado por el hueso receptor.

Yo estoy de acuerdo con los autores como PARHOFER (5) que opinan que el cotilo, con los diversos modelos del mercado, roscados o no, troncónicos o hemisféricos, no suele plantear problemas y se puede conseguir una estabilidad primaria en la práctica totalidad de los casos de cirugía primaria de cadera. Por otro lado, la fijación del vástago femoral es todavía un problema por resolver y es precisamente esta circunstancia la que llevado a la investigación y desarrollo de distintas superficies de los implantes con el fin de conseguir la osteointegración.

Tan es así que la mayor parte de diseños de artroplastias no cementadas, por cada modelo de cotilo que ha permanecido sin cambios, disponemos de diversos tipos de vástagos.

Conviene recordar que los vástagos femorales para su fijación cementada eran lisos, algunos con superficies precementadas como los precoating de ZIMMER (R) incrementando ostensiblemente la fijación cementada.

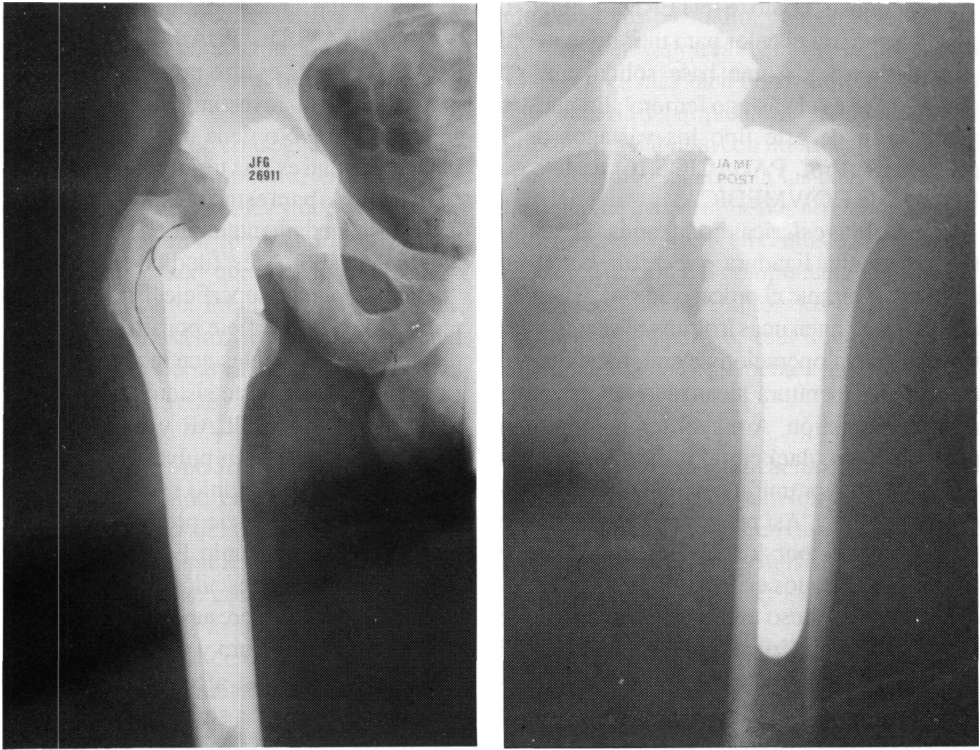


Figura 1. (A) Vista lateral de la cadera con prótesis de femur recubierta porosa. (B) Vista posterior de la cadera con prótesis de acetábulo recubierta porosa.

Mientras que los vástagos para su implantación no cementada, han sido desde el principio más o menos rugosos o irregulares, fenestrados o no, con el fin de permitir el crecimiento óseo en su interior. De igual forma, la extensión de estas irregularidades ha ido variando hasta quedarse limitada a la porción metafisaria del vástago. Por otro lado hay modelos en que el recubrimiento es circular mientras que en otros solo por las caras laterales.

Es precisamente, para mejorar o favorecer este crecimiento óseo por lo que han ido apareciendo una serie de recubrimientos porosos, cuyas diferencias suelen estribar en el tamaño del poro y en la porosidad de los mismos.

Parece ser que hay acuerdo general, en el tamaño del poro que muestra un mayor crecimiento óseo en el menor tiempo posible oscila entre 50 y 400 micras. mientras que respecto a

la porosidad se admite entre el 20 y el 40%.

Desde un punto de vista general, hay tres tipos de recubrimiento protésico que influyen en el crecimiento óseo y que sus autores han demostrado con constataciones histológicas.

Estos procesos son:

- proceso de SINTERIZACION
- proceso de DIFUSION
- proceso de ESPUMA PLASMÁTICA

Hay que reconocer que estos tres tipos de recubrimientos han sido concebidos para su utilización con cemento quirúrgico y que sólo algunos centros en distintos países y hospitales fueron autorizados para su implantación sin cemento. También es verdad que dada su buena fijación a nivel tanto experimental como clínicamente su utilización se ha generalizado.

Se conoce como SINTERIZACION el proceso que usa el calor para unir un material poroso a otro y a una base sólida, que en nuestro caso es el vástago femoral. En nuestro medio, son de este tipo los vástagos de la prótesis del Prof. PALACIOS (6) de la casa IQL o la de HOWMEDICA.

Las bolitas esféricas están unidas al sustrato usando una ligadura que actúa como un adhesivo. Durante el proceso de sinterización, las bolitas se unen unas a otras y al sustrato. La longitud de la operación de sinterización y el nivel de temperatura alcanzado determina la cantidad de unión. A mayor temperatura y/o mayor tiempo, dará como resultado una más fuerte y/o mayor unión con una mayor densidad y viceversa. Así pues la porosidad, puede ser controlada por los niveles de tiempo y temperatura usados en la técnica de sinterización. Cuando el uso crece dentro y alrededor de las bolitas o esférulas, o bien se introduce el cemento, el resultado es una prótesis mecánicamente intercerrada. La superficie porosa por este procedimiento tiene un tamaño de poro entre 150 y 300 y el 30% de porosidad.

En el proceso de DIFUSION, se utiliza una almohadilla de malla fibrosa de Titanio. Entre las prótesis que incorporan este sistema tenemos las caderas de HARRIS, GALANTE y de GUSTILO de ZIMMER (7) Las almohadillas están hechas de Titanio puro, unido a una aleación de sustrato de Titanio. Las almohadillas de Titanio se hacen cortando alambre de Titanio puro en cortos filamentos, enroscando los filamentos y después poniéndolos en un molde, donde son presionados para darle forma. Las almohadillas se colocan en las áreas y sinterizadas al sustrato. El resultado es un área de revestimiento poroso con un tamaño medio de poro de 350 micras. La peculiar estructura del recubrimiento de este componente en malla fibrosa de Titanio, facilita el crecimiento óseo de los espacios vacíos de la malla metálica, consiguiéndose una buena interdigitación ósea, en la que los filamentos de la malla ocupan los

espacios intertrabeculares.

El SPRAY DE PLASMA o ESPUMA PLASMÁTICA, es otro proceso desarrollado para aplicar un revestimiento poroso a una superficie lisa. No tiene nada que ver con el Plasma, ya que es una terminología empleada en metalurgia para estados especiales de metales puros. Fundamentalmente se base en que el material en polvo es fundido y después es "rociado" sobre la superficie lisa, dando como resultado una superficie porosa.

Entre los implantes que incorporan superficies porosas con este sistema la PLASMAPORE (R) de AESCULAR y la BIOMET (R). El proceso consiste en pulverizar el material de revestimiento (Titanio en polvo) sobre el sustrato de la superficie previamente elegida que también es de Titanio. En el "spray" habría polvo de Titanio en estado de plasma, (de ahí su nombre) y gas presurizado. Así pues la atmósfera, temperatura y presión usados para aplicar las partículas, afectan a la textura del producto acabado. La superficie de implantes revestidos de PLASMAPORE (R) es irregular. Tienen una superficie porosa de 30-40% y el tamaño del poro oscila entre las 50 y 200 micras.

Con este procedimiento de recubrimiento poroso de PLASMAPORE (R) no parece comprometerse la resistencia a la fatiga del sustrato.

Con el fin de conseguir todavía una mejor osteointegración, también se recubren uno o los dos componentes con Hidroxiapatita, como la ICATME (R) de IQL.

Para conseguir el ideal, que es la fijación biológica, gracias a un crecimiento óseo, hay una serie de factores, estudiados por HARRIS (8) entre los que hay que destacar los siguientes:

En primer lugar, el espacio libre entre el implante y el hueso que le sirva de lecho debe ser el menor posible. Este factor es difícil de cuantificar pero perfectamente demostrable

en animales de laboratorio. Está íntimamente relacionado con el tamaño de poro y las características de la superficie rugosa de los implantes.

Además hemos de conseguir una estabilidad mecánica del implante, evitando los movimientos desfavorables y que podrían ser los responsables de ir rompiendo los puentes de crecimiento óseo que, desde el lecho se dirigen al implante. Precisamente es en este punto donde se basa la discrepancia sobre cuál debe ser el postoperatorio ideal en cuanto a la carga se refiere de este tipo de artroplastias no cementadas.

Igualmente el tipo de hueso, qué duda cabe es importante siendo el de mejor calidad el esponjoso, pero no siempre podemos proporcionar un lecho totalmente esponjoso al implante. Precisamente con la técnica de PARHOFER (9) que es la que se utiliza en mi servicio del Hospital de CABUEÑES (10) se puede obviar, mediante la colocación de injertos de esponjosa.

Basados en la experiencia adquirida con la prótesis de cerámica (11) sin cementar de MITTELMEIER y de AESCULAP, y con el fin de mejorar el crecimiento óseo, aparecen los vástagos PLASMAPORE (R) que son utilizados por primera vez en Alemania en Abril de 1987 y que hemos podido utilizar en nuestro Hospital desde Enero de 1988.

Desde entonces se colocaron 47 vástagos,

motivo de este estudio, con un seguimiento corto de 8 meses y tres el que menos. Con estos vástagos, es más fácil conseguir una estabilidad primaria del implante, ayudándonos siempre como es habitual con injertos. El problema fundamental, en cuanto a las complicaciones mediatas de las artroplastias no cementadas de cadera, es el DOLOR en el muslo significativo de la no fijación del componente femoral.

Desde que utilizamos los vástagos con recubrimiento poroso, esta complicación ha disminuido ostensiblemente, situándose alrededor del 7%.

En cuanto a las indicaciones, reservamos este tipo de implantes para los pacientes jóvenes y también, cómo no, en los casos de cirugía de revisión de artroplastias cementadas que han fracasado. (Figura 2)

Conclusiones

- 1.- Los tres métodos descritos de recubrimiento de los componentes femorales de las artroplastias de cadera (sinterización, difusión y espuma plasmática) modifican las propiedades mecánicas del sustrato y depende directamente del método de aplicación empleado.
- 2.- Desde que utilizamos los vástagos recubiertos de PLASMAPORE ha disminuido considerablemente el número de pacientes con dolor en el muslo, signo clínico de la

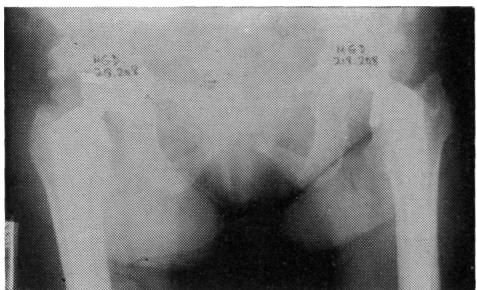
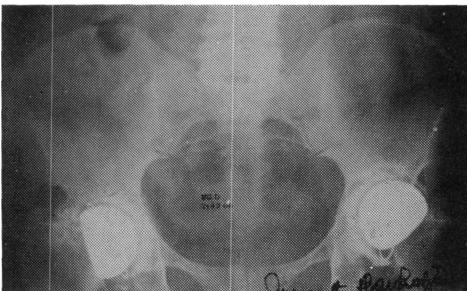


Figura 2

no fijación del implante.

- 3.- Seguimos utilizando los injertos en las artroplastias no cementadas, según la técnica de PARHOFER, con el fin de conseguir una estabilidad mecánica primaria.

Bibliografía

1. MITTELMEIER, H.: Total hip replacement with the autophor cement-free ceramic prosthesis. In: Cementless fixation of hip endoprosthesis. 1984. Heifelberb. Springer Verlag. 225-241.
2. BOUTIN, P.: Artroplastie totale de la hanche par prothese en alumine fritee. Etude experimentale et premieres aplicaciones cliniques. Rev. Chir. Vo. 1972. 58: 229-246
3. RING, PA. Complete replacement arthroplasty of the hip by the Ring prosthesis. J. Bone and J. Surg 1968. 50B: 720.
4. JUDET, R.: Coxarthrosis. Actualité de Chirurgie Orthopedi que de l'Hospital Raymond-Poincaré. 1962. Ed. Masson et Cie. Paris.
5. PARHOFER, F.: Comunicación personal en Jornadas sobre la Cirugía de revisión de las Prótesis totales de cadera. Gijón. 1987
6. PALACIOS CARBAJAL, J.: Comunicación personal en Jornada sobre las artroplastias totales de cadera. Gijón. 1988
7. HARRIS, WH.: Optimal bone ingrowth of THR components. In: Total Hip Arthroplasty. The Hip. 1986
8. HARRIS, WH.: Bony ingrowth fixation of the acetabular component in camine hip Joint arthroplasty. Clin. Orth. 1983. 176: 7 - 11
9. PARHOFER, R and MONCH.: Exprience with revision arthroplas ties for failed cemented total hip replacements using uncemented LORD and PM prosthesis. In: Morscher E. (ed) Cementless fixation of hip endoprosthesis. Heidelberg. 1984. Springer Verlag. 275-278.
10. MURCIA, A.: Utilización de los injertos óseos en la Cirugía primaria y de revisión de cadera. II Jornadas Chileno - Españolas de Traumatología y Cirugía Ortopédica. 1988. Viña del Mar. Chile.
11. MURCIA, A.: Artroplastia total de cadera no cementada. Tesis Doctoral. Universidad de Oviedo. 1984