

## Cuantificación y distribución del crecimiento óseo en la superficie porosa de dos tipos de componentes femorales no cementados

Dr. HORACIO CAVIGLIA\*

**Resumen:** El objetivo de este estudio fue dar una descripción cuantitativa del crecimiento óseo dentro de una serie de componentes femorales que habían sido extraídos de pacientes a los cuales se les había efectuado su primer reemplazo total de cadera.

Para esos 12 casos el promedio de la extensión del crecimiento óseo fue de  $39,8 \pm 25,8$  y el volumen de fracción fue de  $15,0 \pm 16,9$ .

Este estudio ha demostrado que en tallos femorales con superficie porosa de titanio, que han sido extraídos por otras causas diferentes al aflojamiento, el crecimiento óseo se ha observado consistentemente.

En el promedio de las prótesis estudiadas se ha observado que más allá de un tercio de las mismas se halla cubierto por hueso y que más de un 10% de la superficie porosa disponible se encuentra ocupada por el crecimiento óseo.

El volumen de fracción del crecimiento óseo se ha correlacionado con el tiempo de implantación.

El crecimiento óseo ha sido más extenso en la región medial de la superficie porosa, seguido luego por la cara posterior y anterior en su parte distal.

**Summary:** The purpose of this study was to provide a quantitative description

of bone ingrowth into a series of femoral components retrieved after primary total hip replacement.

For the 12 cases the average extent of bone ingrowth was  $39.8 \pm 25.8$  and volume fraction was  $15.0 \pm 16.9$ .

This study has shown that porous titanium fiber-metal femoral components removed for reasons other than loosening consistently demonstrate bone ingrowth.

On the average, slightly over one-third of the porous surface had bone ingrowth and over 10% of the available pore volume had bone ingrowth.

The volumen fraction of bone ingrowth was correlated with the time of implantation.

Bone ingrowth tended to be more extensive in the distal aspects of the anterior and posterior surface and more extensive in the medial pad.

### INTRODUCCION

Los problemas observados en la fijación protésica con cemento del reemplazo total de cadera (alojamiento mecánico), observados especialmente en pacientes jóvenes y activos, ha llevado al desarrollo de una tecnología no cementada.

El objetivo de esta nueva tecnología es lograr en el largo plazo una adecuada fijación biológica del tallo femoral a expensas del crecimiento de trabéculas óseas en el área porosa de la prótesis.

\* Servicio de Ortopedia y Traumatología, Hospital Fernández, Buenos Aires.

Así como en las prótesis cementadas, donde la estabilidad y la longevidad de la interfase cemento-hueso son de vital importancia para el resultado, también la cantidad y la distribución del tejido de crecimiento óseo en el área porosa de la prótesis tendría igual importancia.

Hay pocos estudios documentando de la incidencia, cantidad y distribución espacial del tejido de crecimiento óseo en prótesis no cementadas utilizadas en humanos.

Se han observado muy buenos resultados con prótesis no cementadas en el corto plazo. Pero este buen resultado no puede extrapolarse al largo plazo. No hay que olvidar los buenos resultados obtenidos en las primeras evaluaciones con las prótesis cementadas y el ulterior deterioro de la interfase hueso-cemento con el paso de los años.

En el Departamento de Ortopedia del "Rush Presbyterian St. Luke's Medical Center", sito en la ciudad de Chicago, Estados Unidos de Norteamérica, se ha realizado un activo programa para analizar implantes extraídos de pacientes por diversas causas. La dirección estuvo a cargo del Dr. Jorge Galante, quien me encomendó la realización del mismo durante mi permanencia en el Servicio, en oportunidad de la beca que me fuera otorgada, con motivo de realizar un perfeccionamiento científico.

Se han utilizado las instalaciones del laboratorio de investigación del mencionado Departamento para llevar a cabo dicho trabajo.

La recepción de las prótesis y el preparado (histológico en portaobjetos o fotografía) de la superficie porosa de los tallos femorales han sido realizados por los técnicos del laboratorio del Departamento afectados a dicho programa de investigación.

Una vez obtenidos los preparados histológicos y las fotografías, fueron visualizados los portaobjetos a través del microscopio y se realizó el análisis de las fotografías mediante el sistema analizador de imágenes computarizado (IBM) programado para dicho estudio.

Los resultados hallados han sido evaluados por el Comité de Aceptación Científica del Departamento y finalmente supervisados por el Dr. Jorge Galante.

En el año 1988, desde el 1º de abril al 30 de setiembre, el suscripto realizó una concurrencia al "Rush Presbyterian St. Luke's Medical Center", en calidad de becario (*fellow*). Durante mi permanencia fui incorporado al protocolo de investigación orientado en el sentido arriba señalado.

Dicha metodología de estudio, pero con diferente muestra, fue enviada a la "Orthopaedics Research Society" de los EE.UU.

El trabajo fue aceptado en 1988, para ser leído en 1989 durante el "35th Meeting" de dicha Sociedad, que tuvo lugar en Las Vegas.

Este estudio refiere los hallazgos de distribución y cantidad de crecimiento óseo en el área porosa de prótesis cuya composición es titanio 6-aluminio 4-vanadio, las cuales han sido retiradas por otras causas que no fueron infección ni aflojamiento.

## MATERIAL Y MÉTODO

Han sido estudiadas 26 prótesis recibidas de diferentes centros de estudio en los Estados Unidos.

Cada una de las prótesis era enviada al laboratorio y allí, una vez llegadas, eran numeradas y caratuladas como derecha o izquierda. Se les envió un cuestionario a los cirujanos intervinientes, lo que permitió obtener los datos clínicos necesarios. Este cuestionario sirvió para clasificar las prótesis como fijas o no, de acuerdo con los informes enviados por los médicos actuantes.

De esta manera se clasificaron 14 prótesis como sin aflojamiento, de las cuales 12 fueron cirugías primarias y 2 revisiones.

En este estudio serán analizados estos 12 casos (Tabla 1).

Diez prótesis han sido HG (Harris-Galante) y 2 fueron Bias.

TABLA 1  
DATOS BASICOS DE LOS PACIENTES

Nº	Edad	Sexo	Diagnóstico	Prótesis	Tiempo de implante	Causas de extracción	Extensión de crecimiento	Volumen de fracción
1	72	M	Artrosis	HG	1,5 meses	Autopsia	28,2	6,8
2	55	M	Artrosis	HG	2,0 meses	Dif. long. miembr.	60,7	16,0
3	56	M	Necrosis	HG	2,5 meses	Dif. long. miembr.	60,4	7,8
4	71	M	Artrosis	HG	4,0 meses	Luxación	24,7	8,4
5	37	F	Necrosis	HG	5,0 meses	Fractura	12,4	4,3
6	56	M	Fractura	HG	6,0 meses	Luxación	21,5	8,9
7	56	M	A-R	HG	9,0 meses	Autopsia	43,7	15,7
8	29	F	Fract. patol.	Bias	9,0 meses	Autopsia	13,9	3,0
9	60	F	Artrosis	HG	13,0 meses	Dolor	19,6	6,9
10	57	M	Artrosis	HG	16,0 meses	Dolor	28,5	11,2
11	52	F	Artrosis	Bias	26,0 meses	Osteolisis	92,6	64,8
12	54	F	Artrosis	HG	28,0 meses	Dolor	71,1	25,7

Todas las prótesis han sido de titanio-6 aluminio-4 vanadio, con superficie porosa en tercio proximal, en la cara anterior y posterior para el modelo tipo Bias y anterior, posterior y medial para la Harris-Galante.

La superficie porosa para ambos modelos tenía las siguientes características: eran de titanio puro, con alambres de 250  $\mu$  y con 50% de porosidad.

Las causas de extracción de la prótesis se muestran en la Tabla 2.

El promedio de edad de los pacientes fue de 56 años, siendo el menor de 29 y el mayor de 72 años.

La duración de la implantación de las prótesis fue de 11 meses, siendo el período más corto 6 semanas y el más largo 30 meses.

Siete pacientes fueron hombres y cinco mujeres.

Los diagnósticos que motivaron el reemplazo total de cadera se muestran en la Tabla 3.

**Procesamiento:** Una vez extraídos los tallos femorales, fueron fijados en solución de formalina al 10%, deshidratados en alcohol graduado, y embebidos en polimetilmetacrilato.

TABLA 2  
CAUSAS DE EXTRACCIÓN DE LAS PRÓTESIS

- Autopsia	3
- Dolor no explicado	3
- Luxaciones	2
- Discrepancia de longitud de miembros	2
- Fractura de fémur	1
- Osteolisis	1

TABLA 3  
DIAGNOSTICO ORIGINAL PARA REALIZAR EL REEMPLAZO TOTAL DE CADERA

- Artrosis	7
- Necrosis aséptica	2
- Fracturas mediales	2
- Artritis reumatoidea	1

Cada uno de ellos fue seccionado a lo largo del eje del tallo, con una sierra de corte del tipo de las utilizadas para cortar diamantes. Los cortes fueron realizados a intervalos de 1 mm en la zona porosa.

Se seleccionaron tres secciones de la región proximal, tres de la medial y otras tres de la distal, de 200 micrones de espesor. Luego fueron montados en portaobjetos de acrílico con epoxy.

Los tres primeros tallos fueron teñidos con fucsina y azul de toluidina, los nueve restantes fueron tratados (revestidos) con carbón, para ser utilizados en el BSE-SEM (*Backscattered Electron Scanning Electron Microscopy*).

A su vez, cada una de estas secciones fue analizada por microscopio de luz convencional.

Los datos obtenidos fueron expresados como extensión de crecimiento óseo y como volumen de fracción del crecimiento óseo.

La extensión del crecimiento óseo es una medida de porcentaje de crecimiento óseo a lo largo de la superficie porosa.

Para determinar la extensión del crecimiento óseo se establecieron secciones en áreas de 1 mm, y esas áreas fueron clasificadas como positivas, sólo en caso de presencia de crecimiento óseo dentro del área porosa. Además, el hueso debe penetrar más de una mitad del extremo más peri-

férico de las fibras (125 u). De lo contrario, no se considera crecimiento óseo sino que se acepta como aposición ósea (ver Figura 1).

La extensión del crecimiento óseo ha sido expresada como el porcentaje de las áreas examinadas que fueron positivas para el crecimiento óseo. Normalmente, en cada tallo femoral se han examinado 230 secciones.

El volumen de fracción de crecimiento óseo fue definido como el promedio del área de tejido óseo que ha invadido la superficie porosa sobre el área disponible para el crecimiento óseo (ver Figura 2).

Este volumen de fracción de crecimiento óseo fue determinado en los tres primeros pacientes por el sistema de conteo por puntos en un microscopio, usando una magnificación de 50 y una grilla *ad-hoc* de 11 x 11, o usando un analizador de imágenes computado para los restantes 9 pacientes.

Mediante la microscopía de luz convencional y usando el sistema de conteo por puntos, 11.000 puntos fueron analizados en cada tallo femoral. Mientras que, utilizando el analizador de imágenes compu-

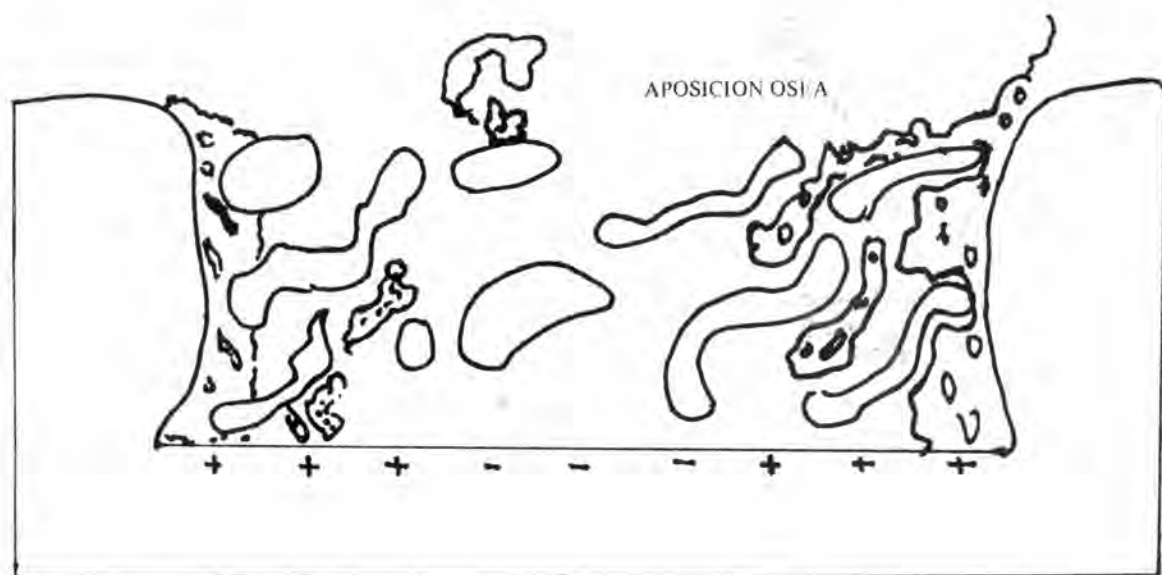


Fig. 1. Extensión de crecimiento óseo. Número de áreas positivas para hueso: 6. Número total de secciones estudiadas: 9. Extensión de crecimiento óseo: 66,7 %.

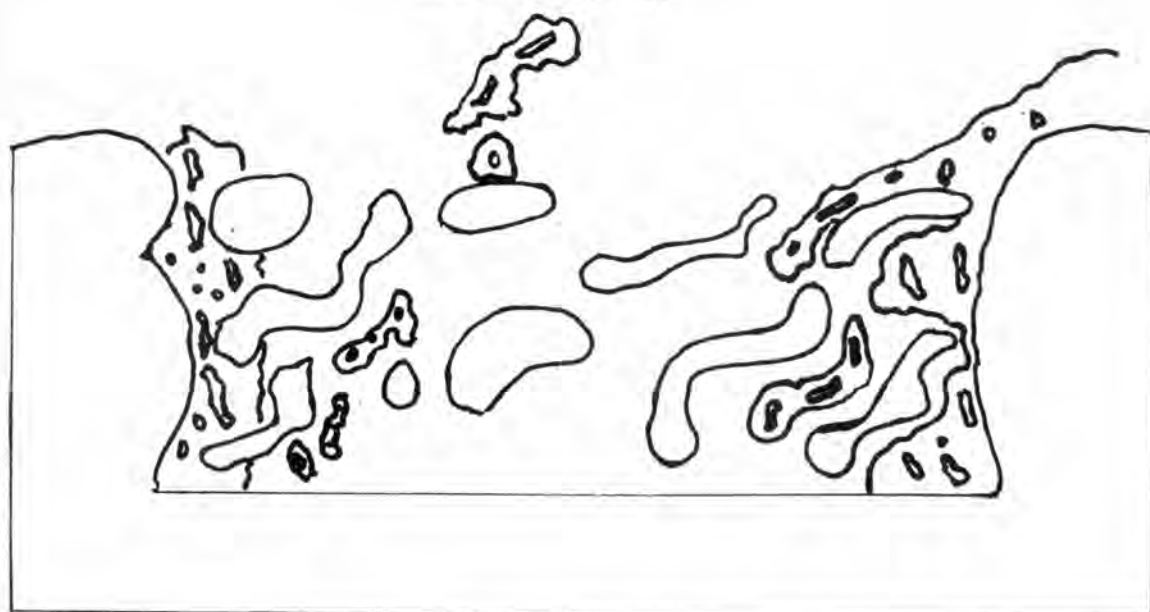
VOLUMEN DE FRACCION  
DE CRECIMIENTO OSEO

Fig. 2. Volumen de fracción de crecimiento óseo. Área de tejido óseo: 1,5 mm<sup>2</sup>. Espacio libre: 3,0 mm<sup>2</sup>. Volumen de fracción: 50 %.

tarizado, fueron analizados por cada implante 1,2 millones "pixels".

Se ha demostrado, por el estudio comparativo de los últimos pacientes, que el sistema por conteo de puntos arroja los mismos valores que el analizador de imágenes computarizado.

El volumen de fracción y la extensión representan dos aspectos diferentes del crecimiento óseo.

La extensión de crecimiento óseo marca la distribución del nuevo hueso dentro de la superficie porosa, no prestando atención a la geometría de la trabécula.

El volumen de fracción de crecimiento óseo permite evaluar el grosor y la profundidad de la trabécula de crecimiento óseo en la superficie disponible para el mismo.

Esto demuestra que puede haber variables del patrón de crecimiento óseo, pudiéndose observar un alto porcentaje (extensión) con trabéculas cortas y finas (alta extensión con bajo volumen de fracción),

mientras otro patrón puede ser un alto porcentaje con trabéculas gruesas y profundas (alta extensión y alto volumen de fracción).

Utilizando análisis de varianza no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas relacionando sexo, edad o diagnóstico preoperatorio de los pacientes.

El promedio de la extensión de crecimiento óseo fue  $39,8 \pm 25,8$ , siendo el menor hallado de 12,4 y el mayor de 92,6. El volumen de fracción fue  $15,0 \pm 16,9$ , siendo el menor de 3,0 y el mayor de 64,8.

Utilizando análisis de regresión se ha observado que el volumen de fracción de crecimiento óseo se ha encontrado relacionado con el tiempo de implantación del tallo femoral ( $p = 0,01$ ;  $r^2 = 0,50$ ).

Se ha encontrado en los preparados histológicos del área porosa, en el caso de prótesis implantadas por menos de 10 semanas, la presencia de hueso inmaduro y trabéculas poco profundas, a diferencia de

prótesis con mayor tiempo de implantación en las cuales se ha visualizado hueso maduro, con trabéculas más profundas y gruesas.

En estas 12 prótesis analizadas, sólo 2 tenían menos de 20% de extensión de crecimiento óseo. Esos dos casos han sido evaluados como prótesis colocadas en fémures anormales. En el primer caso, el reemplazo total fue realizado en una paciente que presentaba una fractura medial de cadera, patológica, y en la cual se observaba compromiso tumoral del tercio proximal del fémur (Tabla 1, paciente N° 8).

En el segundo caso, la paciente había sufrido una fractura de cadera que fue estabilizada con un clavo placa. Posteriormente, se le extrajo el material de osteosíntesis. El control postoperatorio posterior mostró una marcada deficiencia cortical del tercio proximal del fémur y una marcada esclerosis alrededor del sitio donde yacía la lámina de la placa. En dicha área no se observó crecimiento óseo. Se observó dicho crecimiento en el área porosa medial del tallo femoral (prótesis HG).

Con respecto a los 10 fémures normales, los resultados obtenidos fueron los siguientes: la extensión de crecimiento óseo fue de 42,6% y la fracción de volumen fue 17,2%.

De estas 10 prótesis, 9 fueron HG, por lo cual se forma un grupo importante de estudio de 9 prótesis primarias con el modelo HG, tratando de analizar el crecimiento óseo en cada área porosa.

Se ha realizado una comparación del crecimiento óseo entre los diferentes niveles del área disponible para el mismo (tercio proximal, tercio medial, tercio distal) y sus diferentes caras (anterior, posterior y medial).

La Tabla 4 muestra la distribución del crecimiento óseo tanto en extensión como en fracción de volumen para esas 9 prótesis. Las diferencias observadas entre las distintas áreas no han sido significativas estadísticamente ( $p < 0,05$ ).

El crecimiento óseo fue mayor en la superficie porosa medial que en las zonas

anterior y posterior. También tiende a ser de mayor magnitud en el área distal.

La Tabla 5 relaciona el crecimiento óseo entre las caras de la superficie porosa y los diferentes niveles. El área de mayor crecimiento óseo se observó en la cara medial del tercio medio de los tallos femorales estudiados, seguida por el tercio distal de las caras anterior y posterior. El área de menor crecimiento fue en el tercio proximal y anterior.

Histológicamente se ha observado, en las áreas de mayor crecimiento óseo, interfases en las cuales se observan trabéculas óseas de diferente grado de maduración de acuerdo con el tiempo que ha estado implantada la prótesis.

En el grupo de pacientes con menos de seis semanas de implantadas las prótesis<sup>1</sup> se han observado los siguientes resultados: extensión de crecimiento óseo 49,7% (28,2-60,7) y la fracción de volumen fue 10,1% (7,8-16,0).

De este grupo, dos pacientes recibieron un programa de rehabilitación normal (apoyo precoz con descarga parcial) y los resultados de crecimiento óseo han sido los siguientes: extensión 60,5% y fracción de volumen 11,9%.

Estos resultados coincidirían con los estudios experimentales de crecimiento óseo en animales, con o sin carga, que ya han sido divulgados por el grupo de estudio del Dr. Harris, pero no se puede llegar a nin-

TABLA 4  
DISTRIBUCION DEL CRECIMIENTO OSEO  
EN PROTESIS HG PRIMARIAS

	Extensión (%)	Volumen de fracción (%)
Tercio proximal	33,2 ± 20,2	10,6 ± 7,2
Tercio medio	36,6 ± 22,2	9,7 ± 6,7
Tercio distal	44,8 ± 33,6	14,3 ± 10,1
Sup. porosa anterior	33,5 ± 23,6	9,6 ± 7,8
Sup. porosa posterior	35,4 ± 34,1	10,6 ± 10,0
Sup. porosa medial	55,6 ± 31,6	18,1 ± 12,8
Prótesis (Total N° 9)	37,1 ± 20,4	11,2 ± 6,3

TABLA 5  
DISTRIBUCION DEL CRECIMIENTO OSEO POR NIVEL Y CARA DE SUPERFICIE POROSA

	Anterior	Posterior	Medial
<b>Tercio proximal:</b>			
Extensión	25,0 ± 25,4	33,7 ± 37,8	62,7 ± 36,2
Volumen de fracción	7,7 ± 8,5	10,0 ± 11,6	20,0 ± 13,7
<b>Tercio medio:</b>			
Extensión	29,3 ± 33,6	34,1 ± 35,7	64,8 ± 37,4
Volumen de fracción	6,9 ± 8,7	7,9 ± 8,0	24,6 ± 20,7
<b>Tercio distal:</b>			
Extensión	54,3 ± 35,8	44,2 ± 38,4	49,3 ± 45,4
Volumen de fracción	16,8 ± 12,6	17,0 ± 15,8	14,4 ± 14,7

guna conclusión válida porque el grupo es muy pequeño.

## DISCUSION

El problema de estos estudios realizados con prótesis que se han extraído de pacientes es que en la mayoría de los casos, a excepción de las autopsias, dichos pacientes pertenecen a grupos de fallas clínicas, por diferentes motivos. Debido a ello, se ha seleccionado un grupo en el cual los motivos de extracción de los tallos femorales no han sido aflojamientos mecánicos ni infecciosos. De esta manera, probablemente, los resultados podrán ser similares a los obtenidos en pacientes con un implante en su cadera, que funciona correctamente.

Para este grupo de pacientes, el crecimiento óseo ha sido una constante, en todos ellos, y cuando los implantes se han realizado en fémures normales, la extensión del crecimiento óseo fue siempre mayor del 20 %.

La extensión del crecimiento óseo y el volumen de fracción no han sido correlacionados con la edad, sexo y diagnóstico preoperatorio.

En cambio, el volumen de fracción, pero no así la extensión del crecimiento óseo,

ha sido correlacionado con el tiempo de implantación.

Esto se puede comprender con los resultados de los estudios histológicos realizados en la interfase hueso-prótesis, el cual es el único método que permite estudiar la distribución y cuantificar el crecimiento óseo. En los pacientes con 6 a 10 semanas de implantada la prótesis se verifica una distribución del crecimiento por gran parte del área porosa mientras el crecimiento y engrosamiento de la trabécula ósea por hueso aposicional dentro del área porosa continúa. Con el paso del tiempo, el hueso va ocupando progresivamente mayor porcentaje del área libre disponible.

Se han realizado otros informes sobre el crecimiento óseo en prótesis no cementadas:

a) Engh y colaboradores informaron crecimiento óseo en 10 de 11 prótesis AML extraídas, pero en dicho estudio no se especifica la cuantificación del mismo.

b) Cook y colaboradores han presentado 22 prótesis femorales extraídas de reemplazos primarios de cadera, los cuales han sido encontrados bien fijos en el momento de la cirugía de revisión. Los componentes evaluados fueron de distintos diseños y, como consecuencia, las superficies porosas fueron geoméricamente distintas. En este grupo de pacientes, el 36 % de los casos son infecciones tardías. En este es-

tudio se ha evaluado solamente el volumen de fracción del crecimiento óseo (ver Tabla 6, comparativa de los resultados de ambos estudios).

TABLA 6  
COMPARACION DEL VOLUMEN DE FRACCION DE CRECIMIENTO OSEO ENTRE DIFERENTES PROGRAMAS DE INVESTIGACION

Volumen de fracción (%)	Cook y col. (n = 22)	Presente estudio (n = 12)
0	4 (18 %)	0
0 a 2	10 (45 %)	0
2 a 5	3 (14 %)	2 (16 %)
5 a 10	5 (23 %)	5 (42 %)
10 ó más de 10	0	5 (42 %)

Esta comparación se ha realizado con artroplastias primarias.

c) Collier y colaboradores evaluaron 162 componentes de diferentes diseños y extraídos por diferentes razones. Ellos informaron crecimiento óseo sólo en el 25 % de todos los tallos. Este grupo incluye pacientes con aflojamientos mecánicos e infecciosos. Además, muchos de sus pacientes han sido analizados macroscópicamente.

Se han mencionado estos estudios para demostrar la diferencia en la selección de pacientes, en las técnicas de evaluación y análisis y los diferentes diseños protésicos evaluados. Debido a ello, se hace muy difícil la comparación de los mismos.

Es lamentable que laboriosos y costosos programas de investigación no posean un mismo protocolo, para permitir su comparación, malogrando de esta manera trabajos y esfuerzos económicos.

## CONCLUSIONES

1. En este estudio se ha demostrado que en dos diseños de prótesis, que poseen su superficie porosa de titanio, y que han sido extraídas por otras causas que no

fueron el aflojamiento mecánico o la infección, se ha observado el crecimiento óseo en todas las prótesis.

2. El promedio de las prótesis estudiadas ha demostrado que más del tercio de las superficies porosas de las mismas se halla ocupado por el crecimiento óseo y que más del 10 % de la superficie disponible se halla ocupado por hueso.

3. El volumen de fracción de crecimiento óseo fue correlacionado con el tiempo de implantación.

4. El crecimiento óseo tiende a ser más extensivo en el tercio medio de la superficie porosa medial y en los dos tercios distales, en sus caras posterior y anterior.

## BIBLIOGRAFIA

1. Callaghan JJ, Dysart SH, Savory CG: The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis. Two year results of a prospective consecutive series. *JBJS* 70-A: 337-346, 1988.
2. Collier JP, Mayor MB, Chae JC, Surprenant VA, Surprenant HP, Dauphinais LA: Macroscopic and microscopic evidence of prosthetic fixation with porous-coated materials. *Clin Orthop* 235: 173-180, 1988.
3. Cook SD, Barrack RL, Thomas KA, Haddad RJ: Quantitative analysis of tissue growth into human porous total hip components. *J Arthroplasty* 3: 249-262, 1988.
4. Engh CA, Bobyn JD, Glassman AD: Porous coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *JBJS* 69-B: 45-55, 1987.
5. Galante JO: Clinical results with the HGP-cementless total hip prosthesis. In: Fitzgerald R Jr (ed): *Non-Cemented Total Hip Arthroplasty*. Raven Press Ltd, New York, 1988.
6. Sumner DR, Pierce K, Lipowicz A, Turner TM, Urban RM, Galante JO: Assessing bone ingrowth: comparison of method using retrieved acetabular components. Society for Biomaterials Symposium on Retrievals and Analysis of surgical implants and biomaterials. Snowbird, Utah, August 1988.
7. Turner TM, Sumner DR, Rivero DP, Galante JO: A comparative study of porous coatings in a Weight bearing total hip arthroplasty model. *JBJS* 68-A: L396-L409, 1986.

## COMENTADOR

Dr. JUAN JESUS BLASNIK

El éxito en la fijación de un implante



protésico depende de dos factores: condiciones mecánicas en la interfase hueso-implante y respuesta biológica del tejido huésped al material implantado.

El uso de implantes de superficie porosa permite lograr la llamada "fijación biológica". Esta se caracteriza por una interacción física entre el material viviente y el no viviente.

La ventaja potencial de emplear la fijación biológica para estabilizar una prótesis ortopédica radica en el hecho de que, al existir un gran número de puntos pasibles de fijación por tejido óseo de crecimiento interior, las cargas transmitidas a la prótesis pueden ser distribuidas sobre una gran área de superficie; de esta manera se disminuye el estrés aplicado a algún sector particular de la interfase.

El problema observado con más frecuencia en el reemplazo articular es el aflojamiento protésico. La solución para esta condición es lograr una interfase hueso-implante viviente que pudiera remodelarse potencialmente o ajustarse a los cambios permanentes de estrés, de acuerdo con la ley de Wolf, por un período indefinido.

Una ventaja similar o aún más importante de la fijación biológica es la factibilidad de eliminar los problemas asociados con el procedimiento de fijación protésica por acción del cemento acrílico.

Las investigaciones sobre la producción de una interfase hueso-implante estable por crecimiento óseo en un implante poroso comenzaron en 1912, cuando Kofmann presentó el seguimiento de un paciente al que se le había resecado un área de osteomielitis, reemplazándola con yeso de París, con una restitución de la arquitectura ósea normal. El yeso de París fue usado satisfactoriamente hasta la década de 1950 como un material para el relleno de defectos óseos, pero sus débiles propiedades mecánicas hicieron desechar su uso para los casos de mayores requerimientos de carga de peso.

En 1950, Austin Moore fue el primero en enfatizar la ventaja de la fijación biológica en relación a un implante, desarrollando un diseño de autofijación como prótesis

para el reemplazo de la cabeza femoral.

En las décadas de 1960 y 1970, mientras el procedimiento de artroplastia cementada de la cadera se convirtió en una intervención rutinaria y exitosa, se efectuaron numerosos estudios para desarrollar y caracterizar una variedad de materiales de cerámica porosa, polímeros y metales para lograr la fijación biológica.

La mayor experiencia clínica con prótesis no cementadas de cadera, con superficie rugosa o porosa, se realizó en Europa. Así surgieron los trabajos de Judet, Lord, Morscher y Dick, Middlemeier, Parhofer, Bousquet, etc.

En Estados Unidos deben mencionarse los trabajos de Tullos, Ritter, Galante, Gustilo, Harris, Rayan y Brooker, Cameron, Bobyn y Engh, etc.

El primer objetivo que se pretendió lograr al utilizar implantes no cementados para reemplazos articulares fue producir una fijación a presión entre el implante metálico y la superficie ósea previamente preparada para recibirlo.

La interfase resultante a menudo consistía en tejido fibroso, aun cuando la superficie del implante era preparada con rugosidades o era texturada para provocar una macrofijación.

La verdadera fijación biológica por crecimiento óseo en el interior del implante solamente se alcanzó en forma efectiva desde la introducción de cubiertas porosas en las prótesis, permitiendo así el llamado "microentrelazamiento".

Numerosas experiencias animales han mostrado la importancia del tamaño de los poros para acomodar suficientes osteoblastos, capilares y matriz ósea que penetren la superficie metálica.

La cubierta de la mayoría de los implantes tiene poros cuyo tamaño varía entre 100 y 500  $\mu\text{m}$ .

Inicialmente, todas las superficies no articulares del implante estaban recubiertas, pero en el caso de la cadera esto provocó un efecto no deseado de resguardo para el estrés con el componente femoral (*stress shielding*).

Diseños posteriores limitaron la cubierta

porosa a la porción proximal del componente femoral, a menudo como parches, que cubren el 35% al 40% del área de superficie.

Algunos estudios histológicos mostraron que el crecimiento óseo interior de la superficie porosa puede ocurrir en una alta proporción de casos, particularmente en la cadera:

- 1971: Welsh, Pilliar y MacNab.
- 1972: Homsy y colaboradores.
- 1976: Kenesi, Touzet y Martraire.
- 1977: Patel, Guillemín y Patat.
- 1977: Rhineland.
- 1980: Bobyn.
- 1985: Bobyn y Engh.
- 1985: Cook, Walsh y Haddad.
- 1988: Portigliatti-Barbos.
- 1988: Linder, Carlsson, Marsall, Bjursten y Bránemark.

Otros estudios mostraron que el crecimiento óseo ocurre de una manera limitada e impredecible y a menudo no sucede tal crecimiento; de hecho, el crecimiento interior de tejido fibroso es común.

En 1988, Linder y colaboradores publicaron los resultados de un estudio experimental realizado en 11 pacientes. Como operación preliminar al reemplazo articular se les colocó tornillos de titanio en la vecindad de la articulación enferma, que fueron removidos en el momento de realizar la artroplastia.

El estudio histológico, efectuado a los cinco meses o más, mostró que 20 de los 21 implantes estaban osteointegrados.

El concepto de osteointegración es otra enseñanza que nos deja Linder en su trabajo. Señala este autor que debe establecerse una distinción entre la fijación biológica en general y la forma especializada de fijación biológica denominada osteointegración.

El concepto de osteointegración está basado en la apariencia a la luz microscópica del lado biológico de la interfase.

La osteointegración implica una interfase con hueso viable, remodelado, en contacto directo con la superficie del implante, sin ninguna membrana interpuesta de tejido fibroso. Esto no ha sido definido

en términos numéricos, tales como la cantidad de hueso adyacente al implante, o en términos biomecánicos, pero se ha puesto énfasis en la viabilidad y falta de respuesta inflamatoria en tal tejido.

La experiencia clínica de la cirugía protésica en el maxilar ha indicado que la fijación del implante por osteointegración con contacto directo hueso-implante tiene ventajas biológicas y mecánicas sobre la fijación en tejido fibroso.

Para obtener la osteointegración son consideradas condiciones necesarias:

- La cirugía atraumática.
- Condiciones controladas de carga postoperatoria.
- Diseño protésico apropiado.
- Alto grado de biocompatibilidad del material implantado.

El trabajo que realizara el Dr. Caviglia en el "Rush Presbyterian St. Luke's Medical Center", en Chicago, es de un alto valor científico.

Basado en los conocimientos y estudios realizados hasta 1988 sobre la fijación biológica de implantes no cementados, realizó un prolijo y documentado estudio histopatológico, aprovechando los recursos técnicos prácticamente imposibles de disponer en nuestro medio.

El aspecto más interesante de este trabajo es el análisis cuantitativo del crecimiento de tejido óseo en la superficie porosa del componente femoral protésico.

Los resultados de tal análisis cuantitativo fueron expresados con los términos de "extensión del crecimiento óseo" y como "volumen del crecimiento óseo".

Hasta el presente, ambas condiciones parecen ser las que mejores datos aportan para evaluar la fijación del implante por crecimiento óseo en el interior de su superficie porosa.

Otro dato relevante de este trabajo es haber dispuesto de especímenes cuyo tiempo de evolución desde el implante de la prótesis varió entre 1,5 meses y 28,0 meses. Con este abanico temporal pueden sacarse algunas conclusiones relativas a la velocidad de producción del crecimiento óseo, a la extensión de superficie porosa

ocupada por tal crecimiento en forma progresiva y a la magnitud en profundidad de tal neoformación ósea.

Coincidimos con el autor en que es lamentable que los distintos programas de estudio e investigación sobre este tema no posean un mismo protocolo, con lo que podría realizarse una fácil comparación entre los distintos diseños protésicos utilizados.

Por último, felicitamos sinceramente al autor por la inquietud demostrada al profundizar un tema polémico y de rigurosa

actualidad y por la seriedad y rigorismo de su investigación.

#### CIERRE DE DISCUSION

**Dr. Horacio Caviglia:** Solamente quiero agradecer a esta Asociación por la posibilidad que me ha brindado en presentar este trabajo y a las palabras del Dr. Juan J. Blaznik, que realmente me han enorgullecido.

Muchas gracias.