

Cambios en el remodelado óseo periprotésico tras el rediseño del vástago ABG: estudio densitométrico

J.J. Panisello, L. Herrero, A. Herrera, A. Martínez y V. Canales

Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Hospital Universitario Miguel Servet. Zaragoza.

Objetivo. Determinar la variación de masa ósea en dos versiones del mismo modelo de vástago femoral no cementado con objeto de cuantificar las diferencias atribuibles a un rediseño del implante con anclaje eminentemente metafisario.

Material y método. Estudio prospectivo, controlado, en el que se analizan densitométricamente, durante un año, dos grupos de 36 pacientes afectados de coxartrosis primaria, con características biológicas semejantes, distribuidos según el equipo quirúrgico que llevó a cabo la intervención. Cada equipo utilizó uno de los implantes.

Resultados. Las modificaciones introducidas en el vástago ABG-II consiguieron un patrón de remodelado óseo con mayor conservación del capital óseo en todas las zonas estudiadas. Las cifras de pérdida ósea son semejantes a las obtenidas con implantes hechos a medida.

Conclusiones. El vástago ABG-II, de anclaje estrictamente metafisario, consigue un adecuado anclaje capaz de transmitir cargas al fémur proximal y minimizar la pérdida ósea por puenteo de fuerzas (*stress shielding*).

Palabras clave: cadera, artroplastia total, densitometría ósea, remodelado periprotésico.

Changes in periprosthetic bone remodelling after redesigning the ABG stem: densitometric study

Objective. To determine the variation in bone mass with two versions of the same model of uncemented femoral stem, for the purpose of quantifying differences attributable to redesigning the implant with metaphyseal fixation.

Materials and methods. Prospective, controlled study with densitometric analysis over a 1-year period of two groups of 36 patients with primary osteoarthritis. The biological characteristics of the patients were similar and they were distributed according to the surgical team that carried out the operation. Each team used one of two implants.

Results. The modifications introduced in the ABG-II stem improved the bone remodelling pattern, resulting in better conservation of the bone stock in all the zones studied. The figures for bone loss were similar to those obtained with customized implants.

Conclusions. The ABG-II stem with strictly metaphyseal fixation achieved adequate stability, transmitted loads to the proximal femur, and minimized bone loss by stress shielding.

Key words: hip, total arthroplasty, bone densitometry, periprosthetic remodelling.

La remodelación ósea periprotésica tras la implantación de un vástago femoral no cementado es atribuible a factores mecánicos y biológicos, en respuesta a la nueva situación biomecánica que determina la prótesis. Entre los primeros

se conoce la influencia del tamaño, geometría y rigidez del implante, el tipo de aleación utilizada, si se trata de un diseño de anclaje metafisario, diafisario o total, el tipo y extensión del recubrimiento y la configuración recta o anatómica¹⁻⁴. Entre los biológicos se considera fundamental la calidad de la fijación primaria obtenida, la carga a la que se somete el implante, así como la masa ósea inicial que determina la rigidez ósea del fémur proximal⁵. No obstante, la influencia de cada uno de estos factores varía en cada paciente y es difícil atribuir a alguno de ellos las diferencias en el remodelado que a veces se aprecian entre pacientes inicialmente semejantes.

Correspondencia:

J.J. Panisello.

C/ María Espinosa, 3, 1º O.

50018 Zaragoza.

Correo electrónico: mdelgadom@meditex.es

Recibido: marzo de 2003.

Aceptado: octubre de 2003.

La evaluación del remodelado óseo en el seguimiento habitual de los pacientes protetizados se lleva a cabo mediante controles radiográficos seriados. Sin embargo, esta técnica se ve influida por variables como el tipo de película utilizada, la técnica de exposición, la distancia al objetivo y la exposición del fémur; asumiendo que se detectan cambios cuando la variación de masa ósea alcanza el 30%-40%⁴. La incorporación de la densitometría ósea (DEXA) al estudio del remodelado periprotésico ha permitido detectar y cuantificar de forma reproducible estos cambios, y actualmente es la técnica de elección para determinar los cambios de masa ósea a lo largo del tiempo⁵⁻⁸.

Dadas las numerosas variables que influyen en el remodelado óseo es excepcional poder estudiar alguna de ellas de forma aislada *in vivo*. Son pocos los estudios que comparan la evolución de la masa ósea en un grupo de pacientes con variables homogéneas en los que se implantan vástagos con diferencias en su geometría, diseño o zona de anclaje y permitir así estudiar la influencia de esa variación en el remodelado, de forma aislada. Con ese objetivo se diseñó un estudio prospectivo en el que dos grupos de pacientes, de características clínicas y biológicas semejantes, fueron protetizados usando los dos diseños del vástago ABG. Mediante densitometría ósea se han determinado los cambios acaecidos a lo largo del primer año postoperatorio y se han cuantificado las diferencias en el remodelado atribuibles a los cambios en el diseño.

MATERIAL Y MÉTODO

Para el estudio del remodelado periprotésico femoral en torno a los dos modelos de vástago ABG (ABG-I y ABG-II) se diseñó un estudio prospectivo, en el que se utilizó la masa ósea de la cadera sana como control. Los pacientes eran asignados a un equipo quirúrgico según el día que acudían por primera vez a consulta. El primer equipo utilizó el vástago ABG-I y el segundo el ABG-II. Se utilizó como criterio de evolución la variación de la masa ósea en las 7 áreas de Gruen, tanto de la cadera enferma como de la sana, utilizada como control. Las determinaciones de masa ósea se realizaron con el densitómetro HOLOGIC QDR 1000, en ambas caderas en el preoperatorio y al año postoperatorio, y en la enferma, además, a los 15 días y a los 6 meses de la intervención. Para la fiabilidad de las exploraciones se consideró fundamental la colocación del paciente, por lo que se diseñó un protocolo de colocación. Los pacientes se colocaban en posición supina sobre la tabla del escáner, con las rodillas y caderas en extensión y todo el miembro en posición neutra apoyado sobre un dispositivo de plástico rígido al que se fijaba con cintas de velcro. Los criterios de inclusión en el estudio fueron el tener indicación para este tipo de implante en pacientes afectos de coxartrosis primaria, la cadera contralateral sana y la aceptación de participar en el estudio.

De este modo, se incluyeron en cada grupo 36 pacientes, sin apreciarse entre ellos diferencias significativas respecto a la edad, sexo, lateralidad, peso y talla (tabla 1). La recogida de datos se realizó mediante la anamnesis y la historia clínica. Las características técnicas del densitómetro utilizado son: error de precisión en fémur 1,5% a 2%; error de exactitud 2% a 4%, hasta un 10% en pacientes obesos; radiación al paciente menor de 3mRem, tiempo de exploración 8 minutos y error debido a la variabilidad interexplorador entre 1,6%-2%^{6,7}.

Los implantes utilizados (fig. 1) fueron las dos versiones del vástago ABG (Howmedica), I y II. Se trata de un vástago anatómico no cementado, de anclaje metafisario por ajuste a presión y fabricado en titanio. A nivel metafisario presenta un diseño anterior y posterior en forma de escamas para aumentar la estabilidad del implante y, a ese nivel, está recubierto de hidroxiapatita. La cola del implante es delgada y corta, evitando el contacto endomedular con la diáfisis. Las diferencias introducidas en el vástago ABG-II son: discreto ensanchamiento anteroposterior metafisario, cola más

Tabla 1. Características biológicas de los pacientes incluidos en ambos grupos

	ABG-I	ABG-II	p
Edad (años)	64,1 +/- 10,97	59,9 +/- 10,31	0,099
Lado:			
Derecho	25	24	0,804
Izquierdo	11	12	
Peso (kg)	74,1 +/- 10,13	74,8 +/- 11,8	0,80
Talla (cm)	163,4 +/- 9,39	166 +/- 9,45	0,221
Sexo:			
Varones	19	24	0,235
Mujeres	17	12	

No se aprecian diferencias significativas entre ellos, considerándolos muestras semejantes.



Figura 1. Imagen de los dos implantes utilizados. El vástago ABG-II (izquierda) muestra mayor diámetro metafisario anteroposterior, y una cola más corta, delgada y pulida que el vástago ABG-I (derecha).

corta, de menor diámetro y ultrapulida para evitar el anclaje óseo a este nivel y el contacto endomedular; todo ello con objeto de conseguir una transferencia de cargas a nivel proximal y evitar la atrofia ósea por puenteo de fuerzas, así como la incidencia de dolor en el muslo.

La intervención se llevó a cabo en todos los casos mediante un abordaje posteroexterno con el paciente en posición decúbito lateral. Tras la artrotomía y la luxación de la cabeza femoral, la osteotomía se realizaba a 30° a partir de la fosita digital, intentando preservar la vascularización e

inervación del cuello femoral. La preparación se llevaba a cabo con raspas sucesivas y un fresado diafisario de, al menos, 2 mm mayor que el diámetro de la cola del vástago. Se elegía el implante que consiguiera un bloqueo satisfactorio en la metáfisis femoral, buscando dejar un manguito de hueso esponjoso alrededor del implante, al menos en la zona del cóndilo. En el postoperatorio inmediato, se autorizaba el apoyo parcial a partir del cuarto día, los pacientes abandonaban el bastón a las 6 semanas y se autorizaba la marcha sin ayuda a los tres meses.

Tabla 2. Valores de masa ósea obtenidos para cada implante a lo largo del seguimiento

	ABG-I				ABG-II			
	Preoperatorio	Postoperatorio	6 meses	1 año	Preoperatorio	Postoperatorio	6 meses	1 año
Zona 1								
DMO	782	718	682	597	767	727	735	726
%		-8,21	-12,79	-24,94		-5,22	-4,17	-5,35
DE		141,31	137,40	149,86		101,41	244,81	246,26
95% IC		-127,4; -15,6	-261,5; -114,7	-242,6; -134,5		-120,5; 1,9	-138,6; 40,9	-128,9; 42,9
p		0,014	0,001	0,001		0,057	0,276	0,057
Zona 2								
DMO	1.246	1.194	1.119	1.103	1.257	1.282	1.258	1.265
%		-4,17	-10,19	-11,48		+1,99	+0,88	+0,64
DE		194,00	218,16	263,94		175,67	203,86	210,26
95% IC		-150,5; 2,9	-365,5; -133,0	-242,5; -52,2		-62,6; 149,6	-108,3; 41,1	-81,0; 65,6
p		0,059	0,001	0,004		0,390	0,366	0,833
Zona 3								
DMO	1.527	1.464	1.380	1.383	1.623	1.562	1.556	1.554
%		-4,13	-9,63	-9,43		-3,39	-4,13	-4,25
DE		188,16	219,91	303,71		231,23	254,46	266,30
95% IC		-174,9; -22,9	-343,1; -108,8	-258,1; -35,3		-166,8; 112	-191,8; -5,1	-176,6; 9,1
p		0,013	0,001	0,012		0,680	0,089	0,076
Zona 4								
DMO	1.565	1.537	1.576	1.532	1.763	1.692	1.644	1.713
%		-1,79	+0,7	-2,11		-4,03	-6,75	-2,84
DE		209,26	240,50	249,55		156,59	231,28	231,74
95% IC		-158,5; 14,2	-180,5; 110,1	-136,3; 61,1		-154,9; 55,4	-228,7; -56	-140,1; 26,9
p		0,098	0,607	0,441		0,317	0,212	0,177
Zona 5								
DMO	1.655	1.573	1.529	1.488	1.681	1.675	1.604	1.623
%		-4,95	-7,61	-10,09		-0,36	-4,58	-3,45
DE		251,72	281,28	231,47		155,02	207,82	136,58
95% IC		-224,7; -25,5	-407,2; -107,4	-255,6; 85,8		-87,1; 100,2	-174,3; -21,9	-116,6; -21,3
p		0,016	0,002	0,001		0,882	0,103	0,206
Zona 6								
DMO	1.457	1.459	1.278	1.207	1.508	1.584	1.459	1.498
%		+0,14	-12,29	-17,16		+5,04	-3,25	-0,66
DE		173,57	336,67	308,95		190,66	261,05	258,55
95% IC		-126,2; 11,0	-498,4; -139,6	-375,3; -152,5		5,7; 236,1	-68,6; 122,8	-5,3; 175,2
p		0,097	0,002	0,001		0,410	0,568	0,628
Zona 7								
DMO	1.313	1.264	959	851	1.229	1.279	1.046	1.009
%		-3,73	-26,96	-35,19		+4,07	-14,89	-17,9
DE		195,11	290,93	252,44		194,94	273,63	221,80
95% IC		-162,9; -8,5	-618,6; -308,5	-558,6; -376,5		-126; 109,5	-292; -91,3	-301,4; -146,6
p		0,031	0,001	0,001		0,882	0,001	0,001

La densidad mineral ósea (DMO) se expresa en mg de Ca por cm². Se expresa el porcentaje de variación respecto a la cifra en el preoperatorio, la desviación estándar (DE), el intervalo de confianza (IC) al 95% y la significación estadística (p) de la diferencia obtenida en cada fase del seguimiento respecto a la masa ósea inicial.

Para la comparación de porcentajes se utilizó la prueba Chi cuadrado, para las medias la «t» de Student-Fisher para datos libres o apareados, según conviniera y el coeficiente de correlación de Pearson.

RESULTADOS

La evolución de la masa ósea en estos dos grupos de pacientes a lo largo del primer año postoperatorio se recoge en las tablas 2 y 3. Se apreció una pérdida ósea generalizada en torno a ambos implantes al cabo de los 12 meses, pero fue más llamativa en el implante ABG-I, que ya era evidente a los 6 meses. De este modo, con el vástago ABG-I, la variación de la masa ósea a los 6 meses oscilaba entre el +0,7% en la zona 4 al -26,96% en la zona 7; en contraste estuvo lo observado con el ABG-II, cuya modificación osciló entre +0,08% en la zona 2 al -14,89% en la zona 7. En ese momento ya existían diferencias significativas en dos zonas, que pasaron a serlo en las 7 zonas a los 12 meses. Al final del primer año la pérdida ósea en torno al vástago ABG-I oscilaba entre el -2,11% en la zona 4 al -35,19% en zona 7, mientras que para el vástago ABG-II la variación osciló entre +0,64% en la zona 2 a -17,9% en la zona 7.

Para completar la investigación se estudiaron los cambios de masa ósea en torno a estos implantes para varones y para mujeres. Para la población masculina la variación de masa ósea a lo largo del seguimiento apenas mostró diferen-

cias entre ambos tipos de vástago; únicamente en la zona 6 se apreciaban diferencias significativas a los 12 meses.

Sin embargo, en el grupo de mujeres, de entrada con fémures más pequeños y con menor masa ósea inicial, se observó al final del seguimiento que la pérdida periprotésica fue menor con el vástago ABG-II, con diferencias significativas en las zonas 2, 3, 4 y 6 (tabla 4).

Finalmente, respecto a la evolución de la masa ósea de la cadera sana, tomada como control, se observó que las variaciones oscilaron entre -0,96% a -3,51% al final de los 12 meses, sin ser significativa en ninguna de las 7 áreas, atribuyéndose este leve descenso al reposo parcial de las primeras semanas y a la pérdida ósea involutiva.

DISCUSIÓN

La pérdida de masa ósea tras la implantación de una prótesis total de cadera es un hecho cuantificado desde las observaciones de Kilgus et al⁶, quienes ya apreciaron densitométricamente descensos del 20% al 34,8% en pacientes portadores de prótesis no cementadas, seguidos entre 1 a 7 años. Pritchett et al⁹ compararon 50 vástagos con 5 diseños diferentes a los 3 años de implantación mediante DEXA, observando descensos del 8% al 57%, según el implante, pero siempre de predominio proximal. Con vástagos hechos a medida Martini et al¹⁰ detectan mediante DEXA una pérdida ósea entre 5% a 21,1% a los 21 meses, siendo el cálcar la zona más afectada. Vidalain et al¹¹, con vástagos recu-

Tabla 3. Resultados de la comparación de valores de masa ósea obtenidos para ambos vástagos a lo largo del seguimiento

	Preoperatorio	Postoperatorio	6 meses	1 año
Zona 1				
ABG-I/ABG-II	782-767	718-727	682-735	597-726
p	0,748	0,850	0,541	0,031*
Zona 2				
ABG-I/ABG-II	1.246-1.257	1.194-1.282	1.119-1.258	1.103-1.265
p	0,854	0,346	0,139	0,014*
Zona 3				
ABG-I/ABG-II	1.527-1.623	1.464-1.568	1.380-1.556	1.383-1.554
p	0,185	0,264	0,052	0,010*
Zona 4				
ABG-I/ABG-II	1.565-1.763	1.537-1.692	1.576-1.644	1.532-1.713
p	0,010*	0,077	0,488	0,009*
Zona 5				
ABG-I/ABG-II	1.655-1.681	1.573-1.675	1.529-1.604	1.488-1.623
p	0,765	0,353	0,435	0,043*
Zona 6				
ABG-I/ABG-II	1.457-1.408	1.459-1.584	1.278-1.459	1.207-1.498
p	0,582	0,254	0,088	0,001*
Zona 7				
ABG-I/ABG-II	1.313-1.229	1.264-1.279	959-1.046	851-1.009
p	0,239	0,877	0,427	0,048*

Se expresa el valor medio de masa ósea en cada zona en cada fase del seguimiento para cada implante y el valor de p, marcando con asterisco las diferencias que fueron significativas.

Tabla 4. Comparación entre la remodelación ósea inducida por cada vástago según sexos

	Hombres				Mujeres			
	Preoperatorio I/II	Postoperatorio I/II	6 meses I/II	1 año I/II	Preoperatorio I/II	Postoperatorio I/II	6 meses I/II	1 año I/II
Fémur 1								
*DMO	836-825	771-743	778-819	684-789	721-660	668-699	522-581	499-600
*%		-7,8/-9,9	-6,9/-0,7	-18,1/-4,3		-7,5/+5,9	-27,6/-11,9	-30,7/-9,0
*SD	224,1-195,1	135,5-159,8	244,2-314,6	158,2-308,7	135,7-152,0	149,3-180,9	184,6-158,6	128,7-190,4
*p	0,869	0,667	0,718	0,207	0,264	0,714	0,499	0,115
Fémur 2								
*DMO	1.307-1.331	1.337-1.362	1.163-1.336	1.206-1.297	1.178-1.122	1.061-1.138	1.045-1.115	987-1.200
*%		+2,3/+2,3	-11,2/+0,3	-7,7/-2,5		-9,9/+1,4	-11,2/-0,6	-16,1/+6,9
*SD	298,7-277,9	257,7-201,5	295,6-301,9	273,0-270,81	95,0-174,0	262,9-312,2	243,5-282,9	148,4-287,1
p	0,791	0,808	0,148	0,300	0,441	0,599	0,620	0,019
Fémur 3								
*DMO	1.569-1.753	1.599-1.642	1.450-1.683	1.507-1.610	1.477-1.384	1.348-1.433	1.262-1.326	1.243-1.444
*%		+1,9/-6,3	-7,5/-3,9	-3,9/-8,1		-8,7/+3,5	-14,5/-4,1	-15,8/+4,3
*SD	339,5-303,4	277,3-208,5	275,9-241,8	276,5-293,2	198,2-132,8	250,7-297,5	225,9-255,6	131,5-190,7
p	0,074	0,699	0,025	0,266	0,172	0,539	0,615	0,003*
Fémur 4								
*DMO	1.638-1.905	1.707-1.724	1.714-1.763	1.682-1.807	1.497-1.527	1.391-1.640	1.347-1.429	1.361-1.525
*%		+4,2/-9,5	+4,6/-7,4	+2,6/-5,4		-7,8/+7,4	-10,0/-6,4	-9,0/-0,1
*SD	326,2-285,3	242,9-168,8	230,1-296,8	213,3-293,8	211,7-199,1	158,8-345,4	196,8-300,8	139,0-245,2
p	0,015	0,865	0,648	0,142	0,703	0,042*	0,559	0,038*
Fémur 5								
*DMO	1.825-1.821	1.802-1.795	1.676-1.715	1.642-1.742	1.454-1.425	1.361-1.460	1.283-1.401	13.13-1.385
*%		-1,2/-1,4	-8,1/-5,9	-10,0/-4,3		-6,4/+2,4	-11,8/-1,6	-9,7/-2,1
*SD	411,3-290,1	252,6-253,7	260,9-263,0	282,4-198,0	246,0-195,3	239,3-368,2	223,1-294,3	198,8-135,6
*p	0,972	0,948	0,701	0,192	0,740	0,497	0,408	0,291
Fémur 6								
*DMO	1.545-1.531	1.645-1.637	1.409-1.526	1.279-1.555	1.358-1.481	1.286-1.491	1.060-1.337	1.126-1.382
*%		+6,4/+6,2	-8,8/-0,3	-17,2/+1,5		-5,3/+0,6	-21,9/-9,7	-17,0/-6,6
*SD	452,4-341,0	371,8-281,6	252,0-365,6	308,1-374,1	299,7-187,7	215,1-311,8	271,2-302,5	261,0-189,1
p	0,913	0,954	0,374	0,017	0,483	0,123	0,082	0,009*
Fémur 7								
*DMO	1.333-1.290	1.372-1.331	1.077-1.104	959-1.076	1.289-1.117	1.164-1.187	762-940	727-875
*%		+2,9/+3,1	-19,2/-14,4	-28,0/-16,5		-9,7/+6,4	-40,8/-15,8	-43,6/-21,6
*SD	334,5-285,1	368,6-189,8	419,7-318,7	335,6-339,8	259,0-284,9	234,1-329,6	165,9-369,6	204,7-319,4
*p	0,654	0,793	0,847	0,284	0,101	0,868	0,285	0,157

Se expresa la media de densidad mineral ósea (DMO) para cada zona, en vástagos ABG I/ABG-II, el porcentaje de variación en cada fase del seguimiento respecto a la masa ósea inicial, la desviación estándar (DE) y el valor de p con asterisco indicando la significación estadística.

biertos de hidroxiapatita determinan mediante DEXA una pérdida del 22% de masa ósea en la zona 7 ya al tercer mes, que alcanza el 41% al final del año. En nuestro país, Vidal et al¹² detectan pérdidas del 31% en cóncavo y del 20,5% en trocánter mayor a los 6 meses. Comparando vástagos a medida frente a vástagos estándar Zerahn et al¹³ encuentran pérdidas óseas sensiblemente menores en los primeros, que alcanzan el 11,9% a los 12-38 meses de seguimiento. Con el vástago Zweymueller, Korovessis et al¹⁴ encuentran un descenso del 32% en la zona del trocánter menor y del 18,6% en la zona 4 a los 12 meses de la intervención. La conclusión que puede extraerse de la bibliografía es que la pérdida ósea periprotésica es un fenómeno que afecta a todos los implantes, con un gradiente de proximal a distal, que se ini-

cia precozmente (en torno al tercer mes, coincidiendo con el apoyo completo de la extremidad) y perdura hasta el segundo o tercer año.

Respecto a los factores dependientes del implante que influyen en la intensidad y localización de este remodelado se ha observado que el diseño y la geometría tienen un papel relevante. Los vástagos no cementados pueden tener collar o no, ser de diseño recto, anatómico o en cuña, poseer una geometría que les haga de apoyo metafisario o de apoyo completo, con recubrimiento poroso a nivel exclusivamente proximal o completo, porosos, mallados o recubiertos de hidroxiapatita, de ajuste línea a línea, por *press-fit* o encaje en forma de cuña^{1-3,5}. Todos ellos se han relacionado con una pérdida variable de masa ósea periprotésica, con pérdida

ósea proximal por atrofia debida al puenteo de fuerzas y por asociar un porcentaje de pacientes con dolor en muslo atribuido al efecto punta¹⁵. El diseño del vástago ABG-I buscaba minimizar estos problemas, pero estudios previos han mostrado que fueron alcanzados sólo en parte¹⁶. Las cifras de pérdida ósea al año de evolución obtenidas en este estudio coinciden con las aportadas por otros autores. Entre ellos, Massari et al¹⁷ aprecian una pérdida del 3,8% al 32,3% con mayor afectación proximal. Otros estudios han demostrado la existencia de atrofia proximal y persiste un porcentaje bajo de pacientes (en torno al 4%) con dolor en el muslo. Los cambios introducidos en el modelo ABG-II buscaban mejorar estos resultados. El aumentar el tamaño anteroposterior del implante pretende un mayor relleno metafisario, más adaptado a la anatomía femoral a ese nivel y con mejor transmisión de las cargas de torsión entre el implante y el fémur. La cola del implante, más delgada, breve y pulida, busca minimizar el contacto endostal y el efecto punta, así como no ser zona de anclaje óseo, que queda limitado a la zona metafisaria (zonas 1 y 7, y la parte proximal de las zonas 2 y 6). De esta manera parece haberse conseguido un anclaje verdaderamente metafisario, estable y suficiente para una transmisión eficaz de cargas entre el implante y el fémur capaz de promover la conservación ósea en zonas proximales y distales. El presente estudio muestra que la pérdida ósea durante el primer año postoperatorio es sensiblemente menor en el modelo ABG II, con cifras semejantes a los mejores resultados obtenidos con vástagos fabricados a medida. Queda por ver en estudios posteriores si será capaz de evitar la atrofia del fémur proximal y la incidencia de dolor en el muslo.

Las diferencias observadas entre sexos con el uso de estos implantes pueden justificarse por la diferencia en el contenido mineral inicial y el módulo óseo femoral. Otros autores han descrito ya un patrón de remodelado distinto entre sexos, encontrando una pérdida ósea significativamente mayor en mujeres, aunque con el mismo gradiente de proximal a distal¹. En mujeres, con fémures más pequeños, una menor masa ósea inicial y un hueso más porótico se apreciaban mayores cambios resortivos a nivel proximal y distal en comparación con los varones, usando el mismo tipo de implante. Sin embargo, en este estudio se ha observado una pérdida ósea menor en las pacientes que recibieron un vástago ABG-II. Dado que la transmisión de cargas entre el implante y el fémur se efectúa en la zona en que se alcanza un equilibrio entre la rigidez del implante y la rigidez del fémur, parece que el diseño de este nuevo vástago traslada a áreas más proximales la transferencia de cargas. Esto permite a estas pacientes mantener el estímulo fisiológico para la conservación ósea en zonas más proximales que en el vástago ABG-I que, al parecer, se situaba en la zona de transición metafiso-diafisaria. En varones, con fémures más grandes y con mayor contenido mineral, la transferencia de cargas parece llevarse a cabo en ambos vástagos en la parte

más proximal del fémur, sin apreciarse diferencias entre implantes.

En conclusión, los cambios introducidos en el diseño del vástago ABG parecen conseguir un anclaje metafisario eficaz, capaz de transmitir cargas al fémur proximal que minimizan la atrofia ósea a ese nivel y son estímulo suficiente para la conservación ósea en zonas más distales. Obtiene cifras de remodelado óseo semejantes a los vástagos hechos a medida a partir de tomografía axial computarizada (TAC) previas. Parecen especialmente indicados en mujeres en quienes es deseable evitar el uso de vástagos grandes o de anclaje más distal que pueden conducir a una mayor atrofia ósea proximal, y que no sean candidatas a implantes cementados.

BIBLIOGRAFÍA

1. Sychterz C, Engh C. The influence of clinical factors on periprosthetic bone remodelling. *Clin Orthop* 1996;322:285-92.
2. McAuley J, Culpepper W, Engh CA. Total hip arthroplasty. Concerns with extensively porous coated femoral components. *Clin Orthop* 1998;355:182-8.
3. McAuley J, Sychterz C, Engh C. Influence of porous coating level on proximal femoral remodelling. *Clin Orthop* 2000;371:148-53.
4. Engh C, McGovern T, Bobyn D, Harris W. A quantitative evaluation of periprosthetic bone-remodelling after cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1992;74A:1009-20.
5. Kröger H, Venesmaa P, Jurvelin J, Miettinen H, Suomalainen O, Alhava E. Bone density at the proximal femur after total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1998;352:66-74.
6. Kilgus S, Shimaoka E, Tipton J, Eberle R. Dual energy X-ray absorptiometry measurement of bone mineral density around porous-coated cementless femoral implants. *J Bone Joint Surg Br* 1993;75B:279-85.
7. Smart R, Barbagallo S, Slater G, Kuo R, Butler S, Drummond R. Measurement of periprosthetic bone density in hip arthroplasty using dual-energy X-ray absorptiometry. *J Arthroplasty* 1996;11:445-52.
8. Cohen B, Rushton N. Accuracy of DEXA measurement of bone mineral density after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1995;77B:479-83.
9. Pritchett J. Femoral bone loss following hip replacement. *Clin Orthop* 1995;314:156-61.
10. Martini F, Sell S, Kremling E, Küswetter W. Determination of periprosthetic bone density with the DEXA method after implantation of a custom-made uncemented femoral stems. *Int Orthop* 1996;20:218-21.
11. Viladain J. Densitometry in the analysis of femoral remodelling. En: Epinette J, Geesink R, editors. *Hydroxyapatite coated hip and knee arthroplasty*. Paris: Cah SOFCOT 1995; p. 131-5.
12. Vidal C, Vaquero J, Gómez L. Remodelación ósea del fémur tras prótesis total de cadera. Estudio densitométrico. *Rev Ortop Traumatol* 1995;39:209-15.
13. Zerah B, Storgaard M, Johansen T, Olsen C, Lausten G, Kanstrup L. Changes in bone mineral density adjacent to two biomechanically different types of cementless femoral items in total hip arthroplasty. *Int Orthop* 1998;22:225-9.

14. Korovessis P, Piperos G, Michael A, Baikousis A, Stamatakis M. Changes in bone mineral density around a stable uncemented total hip arthroplasty. *Int Orthop* 1997;21:30-4.
15. Tonino A, Therin M, Doyle Ch. Hydroxiapatite coated items. *J Bone Joint Surg Br* 1999;81B:148-54.
16. Rietbergen B, Huiskes R. Load transfer and stress shielding of hydroxiapatite ABG hip. *J Arthroplasty* 2001;16: 55-63.
17. Massari L, Bagni B, Biscione R, Traina, C: Periprosthetic bone density in uncemented hip implants with proximal hydroxiapatite coating. *Bull Hosp Jt Dis* 1996;54:205-10.

Conflicto de intereses. Los autores no hemos recibido ayuda económica alguna para la realización de este trabajo. Tampoco hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial. Por otra parte, ninguna entidad comercial ha pagado ni pagará a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estemos afiliados.