

ORIGINAL

Estudio prospectivo del remodelado óseo femoral alrededor de un vástago anatómico de cadera: un año de seguimiento densitométrico



J. López-Subías^{a,*}, Juan J. Panisello^a, J. Mateo-Agudo^a, M. Lillo-Adán^b, C. Bejarano^a,
L. Rodríguez-Chacón^a, J.F. Sorolla^a y C. Martín-Hernández^a

^a Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología, Hospital Universitario Miguel Servet, Zaragoza, España

^b Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología, Hospital Royo Villanova, Zaragoza, España

Recibido el 25 de octubre de 2019; aceptado el 28 de septiembre de 2020

Disponible en Internet el 8 de noviembre de 2020

PALABRAS CLAVE

Cadera;
Artroplastia total;
Remodelado óseo;
Densitometría

Resumen

Introducción: La pérdida de masa ósea, como consecuencia del remodelado óseo, en el tercio proximal del fémur, es un factor que contribuye al fracaso de las prótesis de cadera a medio-largo plazo. Este remodelado periprotésico se desarrolla sobre todo durante los 12 primeros meses tras la intervención.

Se pretende evaluar el comportamiento a un año de un nuevo vástago anatómico, el vástago ANATO® (2015-Stryker®), el cual es un rediseño de su predecesor (vástago ABG-II®-Stryker) mediante densitometría ósea.

Material y método: Estudio prospectivo, controlado, en el que se analizan densitométricamente los cambios en la densidad mineral ósea (DMO), observados en torno a las siete áreas de Gruen, en un grupo de 61 pacientes, afectados de coxartrosis primaria, en quienes se implantó un vástago ANATO®. La cadera sana fue tomada como grupo control. Se comparó la existencia de diferencias en el patrón de remodelado según sexo, edad e índice de masa corporal (IMC). El seguimiento fue durante el primer año tras la intervención.

Resultados: Al año de seguimiento se aprecian descensos de la densidad mineral ósea en la zona siete, de -5,9%, siendo este descenso estadísticamente significativo. No se encontraron diferencias en el patrón de remodelado según edad, sexo e índice de masa corporal.

Conclusión: El vástago ANATO®, permite una transmisión eficiente de cargas desde el vástago al fémur proximal. Únicamente en la zona siete se aprecia atrofia ósea significativa. Las diferencias de edad, IMC y sexo parecen no influir en la remodelación ósea en torno a este nuevo vástago.

© 2020 SECOT. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: jjsubias@gmail.com (J. López-Subías).

KEYWORDS

Hip;
Total arthroplasty;
Bone remodeling;
Densitometry

Bone remodeling, around an anatomical hip stem: a one year prospective study using DEXA**Abstract**

Introduction: The loss of bone mass, as a consequence of bone remodelling, in the proximal third of the femur, is a factor that contributes to the failure of hip prostheses in the medium to long term. This periprosthetic remodelling occurs mainly during the first 12 months after the operation.

The aim is to evaluate the behaviour at one year of a new anatomical stem, the ANATO® stem (2015-Stryker®), which is a redesign of its predecessor (ABG-II®-Stryker stem) by means of bone densitometry.

Method: Prospective, controlled study in which the changes in bone mineral density (BMD) observed around the seven areas of Gruen in a group of 61 patients affected by primary coxarthrosis, in whom an ANATO® stem was implanted, are analysed densitometrically. The healthy hip was taken as the control group. The existence of differences in the remodelling pattern according to sex, age and body mass index (BMI) was compared. The follow-up was during the first year after the intervention.

Results: After one year of follow-up, decreases of bone mineral density in zone seven of -5.9% were observed, being this decrease statistically significant. No differences were found in the remodelling pattern according to age, sex and body mass index.

Conclusion: The ANATO® stem allows an efficient transmission of loads from the stem to the proximal femur. Only in zone seven significant bone atrophy is observed. Differences in age, BMI and sex do not seem to influence the bone remodelling around this new stem.

© 2020 SECOT. Published by Elsevier España, S.L.U. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Introducción

La pérdida de masa ósea en el tercio proximal del fémur es un factor que contribuye al fracaso de las prótesis de cadera a medio-largo plazo. Se asocia con aflojamiento, hundimiento, rotura de la prótesis o fractura femoral¹.

Se considera que la masa ósea inicial del paciente es el factor más importante, con capacidad predictiva de los cambios de remodelación². Además, otros factores dependientes del paciente, como la edad, peso, actividad o el sexo pueden influir en los cambios remodelativos.

La resorción ósea se produce tanto en prótesis cementadas como en no cementadas. Este hecho se atribuye al puenteo de fuerzas (*stress-shielding*), a la existencia de micromovimiento y a las lesiones osteolíticas debidas a la reacción biológica que causan las partículas de desgaste de polietileno^{3,4}.

Actualmente se acepta que la remodelación ósea periprotésica es un proceso multifactorial⁵ que depende del diseño, tamaño, material empleado en su fabricación, morfología y extensión del recubrimiento poroso del vástago⁶. Este remodelado periprotésico se desarrolla sobre todo durante los 12 primeros meses tras la intervención².

Para determinar la densidad mineral ósea se han utilizado diferentes métodos, siendo la absorciometría dual con rayos x superior a otros métodos absorciométricos en cuanto a coste, tiempo de rastreo, dosis de radiación y precisión⁷. También se ha concluido que la precisión de esta técnica no se ve modificada por el diseño y tipo de implante⁵. Por esto es un método bien aceptado para el seguimiento de la remodelación ósea adaptativa periprotésica⁸.

A lo largo de los últimos 15 años, se han publicado algunos estudios valorando el comportamiento de vástagos anatómicos no cementados a corto, medio y largo plazo, mostrando buenos resultados clínicos y radiológicos, tanto al año de su implantación, como a los 10 años de la misma⁹⁻¹².

Con este objetivo se ha diseñado un estudio prospectivo, para evaluar el comportamiento a un año de un nuevo vástago anatómico, el vástago ANATO® (2015-Stryker®, E.E.U.U) (fig. 1), el cual es un rediseño de su predecesor (vástago ABG-II®). Mediante densitometría ósea se pretenden determinar los cambios en la densidad mineral ósea periprotésica que tienen lugar en distintos momentos de seguimiento, durante el primer año postcirugía, como consecuencia de los cambios en la biomecánica de la cadera que se producen tras la implantación de este vástago anatómico.

Material y métodos

Para este trabajo se ha diseñado un estudio prospectivo, controlado con la cadera sana contralateral, con inclusión de pacientes desde junio de 2017 a enero de 2018. Se pretende detectar y cuantificar la remodelación ósea periprotésica en pacientes a quienes se implantó una prótesis total de cadera no cementada modelo ANATO® a un año tras la intervención quirúrgica.

El estudio fue aprobado por el Comité de Ética del hospital y cada paciente fue notificado y aceptó previamente su inclusión mediante un documento de consentimiento informado.



Figura 1 Imagen del vástago ANATO (izquierda) y de su predecesor, el vástago ABG-II (derecha). Se aprecia la diferencia en el recubrimiento poroso de hidroxiapatita a nivel proximal.

Tabla 1 Características demográficas de los pacientes incluidos en el estudio

	ANATO (n = 61)
Hombre/mujer	41 H/20 M
IMC	29,6 kg/m ² (18-34)
Edad	57 años (37-70)
Diagnóstico	100% coxartrosis primaria
Morfología ósea	100% Dorr A
Tamaño de vástago	3:9 pacientes
(100% con 7° de anteversión)	4:28 pacientes
	5:14 pacientes
	6:8 paciente
	7:2 pacientes

Población de estudio

La muestra incluye 61 pacientes (41 hombres y 20 mujeres) afectados de coxartrosis primaria unilateral, sin signos de osteoporosis radiográfica y con morfología femoral tipo A de Dorr. La media de índice de masa corporal fue de 29,6 kg/m² (18-34 kg/m²). La mediana de edad de 57 años (37-70 años). Todos los pacientes completaron el seguimiento a un año (tabla 1).

Implante a estudio: vástago ANATO®

Este implante es un vástago anatómico no cementado, de anclaje metafisario por ajuste a presión, fabricado a partir de una aleación Ti-6Al-4V, con recubrimiento circunferencial de hidroxiapatita (Plasma-Spray, 200 microns) en el tercio proximal del vástago (fig. 1).

Su predecesor, el vástago ABG-II®, es un vástago anatómico no cementado, de anclaje metafisario por ajuste a presión, fabricado a partir de una aleación titanio-molibdeno-zirconio-hierro (TMZF). El recubrimiento de hidroxiapatita (Plasma-Spray, 70 microns) queda limitado a

la parte metafisaria (fig. 1). Este implante no será objeto de estudio.

A todos los pacientes se les implantó un cotilo no cementado (TRIDENT®-Stryker®, EE.UU.) y par de fricción cerámica-polietileno, los cuales no serán objetos de estudio.

Técnica quirúrgica

Todos los pacientes fueron intervenidos utilizando la misma vía de abordaje (posterolateral de Kocher Langenbeck) y grupo de cirujanos.

La preparación del fémur, ya iniciada con la osteotomía, sigue con el tallado de la metáfisis proximal con un escoplo hueco. Posteriormente, se inicia el fresado diafisario progresivo para conseguir un sobrefresado de 1 mm por encima del diámetro de la cola del implante planificado. La preparación metafisaria se completa con raspas progresivas hasta el tamaño calculado en la planificación preoperatoria y se confirma al observar un óptimo ajuste metafisario y una adecuada estabilidad rotatoria.

Durante el postoperatorio inmediato, los pacientes mantienen el apoyo parcial con dos bastones durante seis semanas, momento en que se retira el bastón homolateral y se autoriza la carga completa. A los dos o tres meses se retira el bastón contralateral y se autorizaba el movimiento libre.

Estudio densitométrico

Se determinó la densidad mineral ósea de los pacientes intervenidos en el preoperatorio, postoperatorio inmediato, y a los tres, seis y 12 meses tras la intervención, por el método DEXA (LUNAR DPX enCORE, General Electrics Healthcare®, Madison), cuyo análisis se realizó por separado en las siete regiones de interés en que Gruen y Johnston¹³ (recuadros de 30 por 30 píxeles cada uno) divide el fémur proximal (fig. 2). Se utilizó un software con exclusión de metales, incluido por el propio fabricante en el densitómetro para el análisis. Además, se valoraron la influencia de otras variables en el remodelado óseo en el postoperatorio inmediato, a los seis meses y al año, como la edad, el sexo y el índice de masa corporal (IMC). Para ello se tomó como punto de corte la mediana de la edad, la media de IMC de la muestra, para dividirla en dos grupos respectivamente. Los datos de masa ósea obtenidos se expresan en mg de calcio/cm², informando de la densidad mineral ósea de cada zona alrededor del implante.

Análisis estadístico

El estudio estadístico se realizó con el programa SPSS® versión 20.0. Para la comparación de porcentajes se utilizó la prueba χ^2 , para las medias con parámetros homogéneos se utilizó la «t» de Student, y para las medias con parámetros no homogéneos se utilizó el test de Kruskal-Wallis. El nivel de significación estadística se fijó en p igual o menor a 0,05.

Tabla 2 Cambios en la densidad ósea en la cadera operada y sana para el vástago ANATO durante el primer año de seguimiento. La densidad mineral ósea se expresa en mg de calcio/cm². El porcentaje de variación se calcula con respecto a la exploración postoperatoria, considerada como el valor de referencia

Zonas Gruen	Pre-lqx	Post-lqx Reference	Tres meses	Seis meses	Un año	Sana-Prelqx (control)	Sana un año	p
Área 1	967	936	916	959	957	988	971	0,690
Variación			-2,2%	+2,4%	+2,2%		-0,8%	
D.S.	200	164,9	178	202	212	172	175	
máx-mín	523-1.617	611-1.372	447-1.427	419-1.421	407-1.424			
p			0,239	0,400	0,673		0,683	0,593
Área 2	1.913	1.856	1.809	1.871	1.895	1.707	1.723	
Variación			-2,6%	+0,9%	+2,1%		+1,0%	
D.S.	295	256	262	259	258	276	289	
máx-mín	1.010-2.315	1.305-2.396	1.145-2.459	1.176-2.335	1.336-2.713			0,307
p			0,228	0,930	0,318		0,297	
Área 3	2.210	2.194	2.085	2.172	2.177	2.070	2.056	
Variación			-5%	-1,1%	-0,8%		-0,7%	
D.S.	281	281	281	287	277	275	269	0,339
máx-mín	1.331-2.467	1.570-2.839	1.325-2.659	1.463-2.872	1.501-2.790			
p			0,061	0,266	0,249		0,412	
Área 4	2.122	2.105	2.030	2.058	2.080	2.142	2.127	0,251
Variación			-3,6%	-2,7%	-1,2%		-0,8%	
D.S.	273	296	294	291	295	274	268	
máx-mín	1.489-2.750	1.488-2.835	1.345-2.659	1.382-2.607	1.459-2.791			
p			0,131	0,119	0,165		0,308	0,405
Área 5	2.161	2.140	2.042	2.095	2.106	2.107	2.094	
Variación			-4,6%	-2,1%	-1,6%		-0,7%	
D.S.	305	285	301	299	306	284	265	
máx-mín	1.267-2.692	1.458-2.647	1.317-2.593	1.430-2.619	1.480-2.739			0,01
p			0,101	0,125	0,168		0,240	
Área 6	1.780	1.683	1.649	1.719	1.774	1.714	1.727	
Variación			-2,1%	+2,1%	+5,2%		+0,8%	
D.S.	284	348	265	257	262	258	291	0,792
máx-mín	1.002-2.248	1.478-2.374	879-2.264	1.201-2.400	1.234-2.338			
p			0,434	0,216	0,057		0,617	
Área 7	1.432	1.400	1.263	1.313	1.318	1.250	1.253	
Variación			-9,8%	-6,3%	-5,9%		+0,1%	0,01
D.S.	201	212	218	258	248	199	204	
máx-mín	790-1.717	1.028-2.045	491-1.843	761-2.002	670-1.904			
p			0,001	0,002	0,005		0,792	

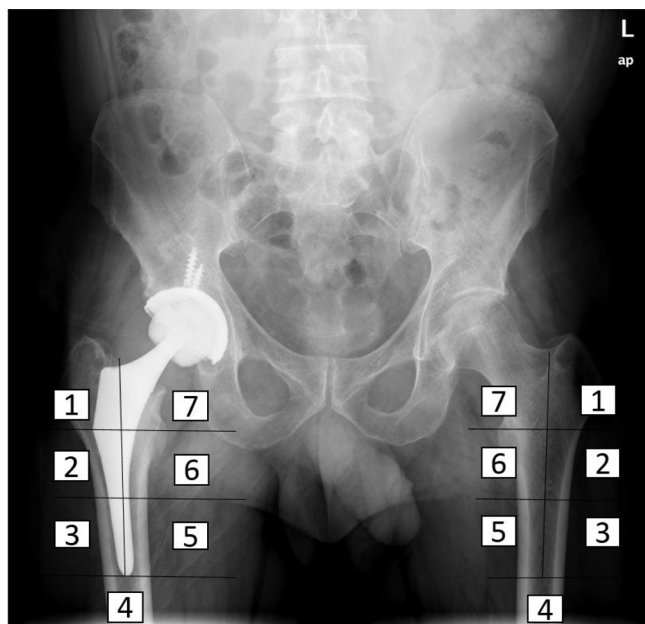


Figura 2 Se muestra la división femoral en siete cuadrantes de 30 × 30 mm, que corresponden a las áreas de Gruen estudiadas en todos los casos y controles del estudio.

Resultados

La evolución de la masa ósea en nuestra muestra a lo largo de los tres, seis y 12 primeros meses de la intervención se recoge en la [tabla 2](#). Los valores postoperatorios se tomaron como referencia para el seguimiento de la densidad mineral ósea en la cadera operada.

A los tres meses de la intervención, se apreció una pérdida ósea generalizada en todas las zonas estudiadas de -9,8% a -2,1%, siendo estadísticamente significativa en el área siete.

A los seis meses de la intervención, se apreció una recuperación de la densidad mineral ósea en todas las zonas estudiadas.

Al año de la intervención, persisten pérdidas de -5,9%, estadísticamente significativas, en la zona siete, aunque en menor cuantía con respecto a las mediciones realizadas a los tres y seis meses.

En las zonas una, dos y seis se verificó una recuperación de masa ósea que varía desde +2,1% a +5,2%. En las zonas tres, cuatro y cinco se producen pequeñas pérdidas de -1,2% a -0,3%. En ninguna de estas zonas estudiadas se encontraron diferencias estadísticamente significativas.

Cuando se compararon diferencias de densidad mineral ósea (DMO) ([tabla 3A](#)) al final del seguimiento entre grupos de edad, se tomó como punto de corte la mediana de edad de la muestra (57 años). Así, se observó una variación de -6,9% a +5,9% de DMO en el grupo menor o igual a 57 años, y de -5,2% a +3,2% en el grupo mayor de 57 años, sin apreciarse diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos en ninguna de las zonas estudiadas.

Para valorar las diferencias de DMO al final del seguimiento según IMC ([tabla 3B](#)) subdividimos la muestra en dos grupos (Grupo 1: IMC < 30 y Grupo 2: IMC > 30). Se escogió el punto de corte en 30, ya que al ser la media poblacional del

estudio dividía la muestra en dos grupos homogéneos. Vemos que en el grupo IMC < 30 existieron oscilaciones de DMO que fueron desde -7,6% a +4,7% y que en el grupo IMC > 30, osciló entre -1,8% a +5,8%. Esta diferencia no resultó estadísticamente significativa entre ambos subgrupos en ninguna área estudiada.

Para completar la investigación se estudiaron los cambios de masa ósea en torno a estos implantes en hombres y mujeres ([tabla 3C](#)). Para la población masculina la variación de masa ósea a lo largo del seguimiento mostró variaciones que fueron desde -5,5% a +5,3% y en mujeres de -6,4% a +4,6%, sin apreciarse diferencias estadísticamente significativas entre ambos géneros.

Respecto a la evolución de la masa ósea de la cadera sana ([tabla 4](#)), tomada como control, se observó una variación de masa ósea del -0,8% al +1,0%. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,01$) en zona siete al comparar la variación de DMO entre la cadera sana y el fémur protetizado, al año de la intervención.

Discusión

La pérdida ósea en el fémur proximal, como consecuencia del *stress-shielding* se ha descrito en prácticamente todos los implantes femorales^{3,4,14}.

Los vástagos anatómicos no cementados han demostrado ser, a lo largo de las décadas, unos implantes fiables^{6,9-12,15}. Se han desarrollado varios estudios con seguimiento a largo plazo, revelando resultados excelentes y consistentes para algunos modelos, como para el vástago ABG-II⁹⁻¹¹, modelo predecesor del vástago ANATO®.

En un primer momento, esta pérdida ósea también está influenciada por otros factores, como la agresión quirúrgica, el reposo en el postoperatorio inmediato y la carga parcial de peso^{10,16}. De hecho, el fresado quirúrgico y la preparación del fémur proximal, causan un descenso inmediato del stock óseo¹⁷, que se calcula entre el 2-10%. En nuestra muestra podemos observar que la densidad mineral ósea disminuyó en la primera determinación a los tres meses de forma generalizada, debido probablemente a los factores mencionados anteriormente.

En la determinación a los seis meses, se aprecia una recuperación progresiva en todas las áreas, probablemente asociado al aumento de la actividad física habitual, que fomenta la remodelación ósea. Además, esta recuperación de la DMO refleja la respuesta biomecánica del hueso, de acuerdo a la ley de Wolff, como consecuencia de la osteointegración del implante, lográndose la estabilidad secundaria. La mayor recuperación se observa en las áreas dos y seis con respecto a la determinación de DMO postoperatoria, y las mayores pérdidas en el área siete, como consecuencia de la redistribución de cargas tras la implantación del vástago. Así, las zonas metafisarias reciben cargas que favorecen la conservación y el aumento de la DMO, mientras que en las zonas proximales, las cargas transmitidas a ese nivel no son suficientes para favorecer la conservación ósea, produciéndose atrofia por desuso.

Al año de seguimiento, las cifras de masa ósea en el área siete sugieren que se mantiene parcialmente disfuncionalizada y no recibe suficiente estímulo de cargas que favorezcan la recuperación ósea. Las áreas dos y seis, donde

Tabla 3 A) Comparación entre la remodelación ósea inducida por cada vástago según edad. B) La misma comparación según IMC. C) Comparación de acuerdo al género. La densidad mineral ósea se expresa en mg de calcio/cm². El porcentaje de variación se calcula con respecto a la exploración postoperatoria, considerada como el valor de referencia

A)	Hasta 57 años (n = 28)			Mayores de 57 años (n = 33)			Comparación de ambos grupos al año
	DMO postop	6 M	DMO 12 M	DMO postop	DMO 6 M	DMO 12 M	
Fémur 1	911	937	933	972	980	968	0,706
D.S.	147	230	239,1	171	183	193,5	
% variación		+2,8%	+2,4%		+0,82%	-0,4%	
p valor							
Fémur 2	1.889	0,429	0,459		0,779	0,841	0,879
D.S.	280	1.911	1.941	1.852	1.841	1.881	
% variación		+1,2%	+2,7%		-0,6%	+1,6%	
p valor							
Fémur 3	2.197	0,882	0,500		0,717	0,489	0,304
D.S.	323	2.194	2.197	2.198	2.149	2.154	
% variación		-0,1%	0%		-2,2%	-2%	
p valor							
Fémur 4	2.088	0,94	0,997		0,106	0,129	0,136
D.S.	344	2.054	2.093	2.102	2.039	2.076	
% variación		-1,7%	+0,3%		-3%	-1,3%	
p valor							
Fémur 5	2.113	0,157	0,795		0,069	0,294	0,407
D.S.	324	2.079	2.102	2.158	2.110	2.118	
% variación		-1,6%	-0,5%		-2,3%	-1,8%	
p valor							
Fémur 6	1.648	0,174	0,806		0,178	0,066	0,330
D.S.	247	1.723	1.751	1.714	1.710	1.770	
% variación		+4,4%	+5,9%		-0,3%	+3,2%	
p valor							
		0,191	0,047		0,891	0,143	
Fémur 7	1.374	1.288	1.280	1.408	1.339	1.335	0,447
D.S.	196	233	192	227	285	286,1	
% variación		-6,3%	-6,9%		-4,9%	-5,2%	
p valor							
		0,027	0,012		0,041	0,019	
	IMC < 30 (n = 37)			IMC > 30 (n = 24)			
B)	DMO postop	DMO 6 M	DMO 12 M	DMO postop	DMO 6 M	DMO 12 M	p
Fémur 1	951	953	945	906	930	937	0,252
D.S.	157	221	235	155	190	176	
% variación		-0,2%	-0,7%		+2,6%	+3,4%	
p valor							
Fémur 2	1.874	0,959	0,847		0,279	0,105	0,314
D.S.	216	1.843	1.868	1.810	1.833	1.852	
% variación		-1,7%	-0,4%		+1,3%	+2,3%	
p valor							
		0,462	0,788		0,344	0,252	

Tabla 3 (continuación)

B)	IMC < 30 (n = 37)			IMC > 30 (n = 24)			p
	DMO postop	DMO 6 M	DMO 12 M	DMO postop	DMO 6 M	DMO 12 M	
Fémur 3	2.189	2.108	2.160	2.127	2.205	2.226	0,061
D.S.	264	282	252	282	292	282	
% variación		-3,8%	-1,4%		+3,6%	+4,5%	
p valor		0,133	0,213		0,112	0,06	
Fémur 4	2.087	2.026	2.058	2.057	2.055	2.086	0,631
D.S.	266	286	282	311	314	320	
% variación		-3%	-1,4%		-0,1%	+1,4%	
p valor		0,107	0,162		0,949	0,789	
Fémur 5	2.128	2.082	2.090	2.126	2.095	2.150	0,215
D.S.	284	329	318	315	296	329,	
% variación		-2,2%	-1,8%		-1,5%	+1,2%	
p valor		0,022	0,295		0,387	0,253	
Fémur 6	1.651	1.692	1.731	1.667	1.715	1.768	0,991
D.S.	391	274	255	222	195	267	
% variación		+1,9%	+4,7%		+2,8%	+5,8%	
p valor		0,466	0,085		0,174	0,030	
Fémur 7	1.384	1.266	1.279	1.383	1.382	1.359	0,064
D.S.	215	262	236	182	241	265	
% variación		-8,6%	-7,6%		-0,1%	-1,8%	
p valor		0,01	0,01		0,989	0,582	
C)	Hombres (n = 41)			Mujeres (n = 20)			p
	DMO postop	DMO 6 M	DMO 12 M	DMO postop	DMO 6 M	DMO 12 M	
Fémur 1	964	989	993	831	838	845	0,875
D.S.	160,4	198	210	122	220	206	
% variación		+2,6%	+3%		+0,8%	+1,7%	
p valor		0,281	0,249		0,428	0,762	
Fémur 2	1.898	1.916	1.947	1.722	1.758	1.770	0,641
D.S.	244	261	267	171	206	197	
% variación		+1%	+2,6%		+2,1%	+2,7%	
P valor		0,710	0,466		0,576	0,457	

se transmiten más cargas, muestran un remodelado positivo, con un aumento de masa ósea en coincidencia con la ley de Wolff. En las zonas tres y cinco se aprecian pérdidas poco relevantes.

Valorando los resultados obtenidos por el vástago ANATO® en nuestro estudio en relación con los resultados publicados en los últimos años por su predecesor (ABG-II®)⁹⁻¹¹, observamos un patrón biomecánico más eficiente para preservar el hueso femoral proximal en el vástago ANATO®.

Creemos que la principal causa de esta mejor preservación ósea puede encontrarse en las características del recubrimiento biológico a nivel metafisario del vástago ANATO®, que con un recubrimiento proximal de 200 micras de hidroxiapatita, se comporta como un factor mecánico en sí mismo. A ese nivel, el mayor grosor del recubrimiento

poroso incrementa la estabilidad intraoperatoria del implante y favorece una mayor y más extensa aposición ósea, minimizando la atrofia proximal y promoviendo la conservación ósea, y cierto remodelado positivo en las zonas metafisarias. Este factor ya había sido sugerido previamente en otros estudios¹⁸. Sin embargo, hemos de señalar, que sería necesario realizar un estudio prospectivo aleatorizado comparativo entre ambos vástagos, para poder demostrar este mejor comportamiento.

Por otro lado, hay desacuerdo sobre el papel que juegan la edad, el índice de masa corporal y el sexo en la remodelación ósea periprotésica alrededor de las siete áreas de Gruen.

Autores como Koroivessis et al.¹⁹ y Sköldenberg et al.²⁰ no encontraron correlación entre la edad y los cambios

Tabla 3 (continuación)

A)	Hasta 57 años (n = 28)			Mayores de 57 años (n = 33)			Comparación de ambos grupos al año
	DMO postop	6 M	DMO 12 M	DMO postop	DMO 6 M	DMO 12 M	p
Fémur 3	2.234	2.220	2.228	2.016	1.957	1.941,	0,353
D.S.	281	273	262	193	278	256	
% variación		-0,7%	-0,3%		-2,9%	-3,8%	
p valor							
Fémur 4	2.142	0,446	0,510	1.912	0,304	0,141	0,789
D.S.	294	2.098	2.116	270	1.859	1.878	
% variación		-2,1%	-0,8%		-2,8%	-1,8%	
p valor							
Fémur 5	2.175	0,146	0,191	1.966	0,247	0,662	0,275
D.S.	280	2.136	2.150	266	1.903	1.927	
% variación		-1,8%	-1,2%		-2,8%	-2%	
p valor							
Fémur 6	1.704	0,272	0,301	1.597	0,187	0,236	0,786
D.S.	359	1.744	1.794	135	1.647	1.674	
% variación		+2,3%	+5,3%		+1,3%	+4,6%	
p valor							
Fémur 7	1.406	0,316	0,109	1.338	0,463	0,176	0,174
D.S.	217	1.320	1.330	160	1.247	1.253	
% variación		-6,1%	-5,5%		-6,9%	-6,4%	
p valor							
		0,001	0,03		0,01	0,01	

periprotésicos en la DMO. Otros autores consideran que la edad podría afectar al remodelado óseo femoral, sobre todo, en el área del trocánter mayor y en el área cuatro²¹.

También se ha señalado, que las zonas de Gruen dos y seis podrían estar afectadas por el género²² y que el índice de masa corporal podría influir en la DMO en el área tres²¹.

En nuestro estudio, al valorar la influencia de la edad en la variación de DMO, nuestros resultados muestran que en los pacientes jóvenes, en principio con mejor calidad ósea y fémures más rígidos, el remodelado es más uniforme, con variaciones de DMO que, en varias zonas son algo menores que en pacientes de mayor edad, pero sin significación estadística. Además, al ser pacientes con mayor nivel de actividad física, muestran cambios remodelativos con mayor antelación con respecto a los pacientes más añosos, con tendencia a ser más sedentarios.

Al realizar el análisis estadístico comparativo, no se han encontrado diferencias entre ambos grupos de edad, probablemente debido a la relativa baja edad media de la población estudiada.

Al fijarnos en el efecto del IMC en el remodelado óseo, vemos que en los pacientes más delgados se observó una ligera tendencia a perder hueso de forma homogénea en las áreas estudiadas, excepto en la seis. Estas pérdidas observadas en un primer momento, probablemente sean fruto de la agresión quirúrgica, produciéndose una recuperación

progresiva de la DMO en a lo largo del seguimiento como consecuencia del remodelado adaptativo alrededor de la prótesis.

En el grupo de los pacientes más obesos, al año de seguimiento, la DMO se refuerza en las zonas de carga dos y seis y en las zonas tres y cinco. Además, en el área siete se aprecia una pequeña pérdida. Este refuerzo de DMO en estas áreas es debido fundamentalmente a la mayor transmisión de cargas por parte de los pacientes con mayor IMC. Maloney et al.²³ ya afirmó en su estudio que los pacientes con mayor peso tendían a conservar más hueso en las áreas distales con respecto a los de menor peso. Además, esta mayor transmisión de cargas en fémur proximal podría explicar la menor desfuncionalización observada en el área siete en el grupo de los obesos con respecto al grupo de los delgados.

En cuanto al sexo, en conjunto, podemos apreciar que en los hombres, con fémures grandes y densos, con mayor DMO inicial, los cambios en el remodelado se producen de forma gradual. En cambio, en las mujeres, con fémures más pequeños y menos densos, aparentemente, se aprecian mayores cambios resortivos a nivel proximal y distal en comparación con los varones. Tanto en hombres como en mujeres, el área siete queda desfuncionalizada. Sin embargo, no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos, pudiendo concluir que el sexo no afecta a la remodelación ósea del fémur tras

Tabla 4 Comparación entre la remodelación ósea entre la cadera protetizada (caso) y la cadera sana (control). La densidad mineral ósea se expresa en mg de calcio/cm²

Zonas Gruen	Pre-lqx	1 año	Sana-Prelqx (control)	Sana 1 año	p (caso-control)
Área 1	967	957	988	971	0,690
Variación		+2,2%		-0,8%	
D.S.	200	212	172	175	
Área 2	1.913	1.895	1.707	1.723	0,593
Variación		+2,1%		+1,0%	
D.S.	295	258	276	289	
Área 3	2.210	2.177	2.070	2.056	0,307
Variación		-0,8%		-0,7%	
D.S.	281	277	275	269	
Área 4	2.122	2.080	2.142	2.127	0,339
Variación		-1,2%		-0,8%	
D.S.	273	295	274	268	
Área 5	2.161	2.106	2.107	2.094	0,251
Variación		-1,6%		-0,7%	
D.S.	305	306	284	265	
Área 6	1.780	1.774	1.714	1.727	0,405
Variación		+5,2%		+0,8%	
D.S.	284	262	258	291	
Área 7	1.432	1.318	1.250	1.253	0,01
Variación		-5,9%		+0,1%	
D.S.	201	248	199	204	

la implantación de una prótesis de cadera ANATO®. Nuestros resultados coinciden con los hallados en otros estudios^{21,24} en los que no se considera al sexo un factor predictor del patrón remodelativo.

Finalmente, en la variación del DMO con respecto a la cadera sana, podemos observar variaciones en la zona siete estadísticamente significativas al año de la intervención. Esta zona sufre una doble agresión durante el acto quirúrgico. Por un lado, durante la exposición del cuello y calcar femoral para identificar el punto de osteotomía, se produce una lesión del aporte vascular perióstico. Por otro, el trabajo de las fresas y las rasps para preparar el lecho para el vástago protésico, daña la circulación endostal. De este modo, la zona siete queda inicialmente devascularizada, y después parcialmente desfuncionalizada, explicando las pérdidas óseas observadas a ese nivel.

Diversos estudios demuestran la importancia de que se tenga en cuenta en el estudio los valores de la cadera sana contralateral, con el fin de describir el patrón de densidad de masa ósea considerado como control, y cómo varía éste a lo largo de un año, en función de las variables clínicas consideradas, excepto la intervención^{2,9-11,25}.

Este estudio presenta algunas limitaciones:

- El seguimiento de nuestro estudio es relativamente corto, pudiendo esperar cambios atribuibles a la remodelación tardía a largo plazo. Sin embargo, la mayoría de estudios semejantes concluyen que la mayor parte del remodelado óseo ocurre en el primer año tras la implantación.
- Además, la muestra incluye un número más elevado de varones que de mujeres, por lo que los resultados pueden estar influenciados por esta proporción. Cabría considerar en los varones, con fémures más grandes, que las tallas utilizadas son más grandes y, por tanto, más rígidas, influyendo en los resultados obtenidos.
- Finalmente, la población estudiada es relativamente joven, por lo que en pacientes más añosos este patrón de remodelado podría ser diferente.

Conclusiones

En conclusión, el vástago ANATO® permite una transmisión eficiente de cargas desde el vástago al fémur proximal. Únicamente en la zona siete se aprecia atrofia ósea significativa, atribuible inicialmente a la denervación y devascularización que sufre la zona durante la técnica quirúrgica⁹⁻¹¹. Las diferencias de edad, IMC y sexo parecen

no influir en la remodelación ósea en torno a este nuevo vástago.

Nivel de evidencia

Nivel de evidencia II.

Financiación

La presente investigación no ha recibido ayudas específicas provenientes de agencias del sector público, sector comercial o entidades sin ánimo de lucro.

Conflicto de intereses

Todos los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses, ni haber recibido financiación para realizar el estudio.

Bibliografía

- Karachalios T, Tsatsaronis C, Efrimis G, Papadelis P, Lyritis G, Diakoumopoulos G. The long-term clinical relevance of calcar atrophy caused by stress shielding in total hip arthroplasty: a 10-year, prospective, randomized study. *J Arthroplasty*. 2004;19:469–75.
- Panisello J, Herrero L, Herrera A, Canales V, Martínez A, Cuenca J. Bone remodelling after total hip arthroplasty using an uncemented anatomic femoral stem: a three-year prospective study using bone densitometry. *J Orthop Surg*. 2006;14:32–7.
- Rivière C, Grappiolo G, Engh CA, Vidalain J, Chen AF, Boehler N, et al. Long-term bone remodelling around «legendary» cementless femoral stems. *EFORT Open Rev*. 2018;3:45–57.
- Iolascon G, Di Pietro G, Capaldo A, Gioia C, Gatho S, Gimigliano F. Periprosthetic bone density as outcome of therapeutic response. *Clin Cases Miner Bone Metab*. 2010;7:27–31.
- Schmidt R, Nowak TE, Mueller L, Pitto RP. Osteodensitometry after total hip replacement with uncemented taper-design stem. *Int Orthop*. 2004;28:74–7.
- Wu XD, Chen Y, Wang Z-Y, Li Y-J, Zhu Z-L, Tao Y-Z, et al. Comparison of periprosthetic bone remodeling after implantation of anatomic and tapered cementless femoral stems in total hip arthroplasty: a prospective cohort study protocol. *Medicine*. 2018;97:e12560.
- Eastell R, Walsh JS. Bone: microarchitecture of bone predicts fractures in older women. *Nat Rev Endocrinol*. 2018;14:255–6.
- Venesmaa PK, Kröger HP, Miettinen HJ, Jurvelin JS, Suomalainen OT, Alhava EM. Monitoring of periprosthetic BMD after uncemented total hip arthroplasty with dual-energy X-ray absorptiometry - a 3-year follow-up study. *J Bone Miner Res*. 2001;16:1056–61.
- Panisello JJ, Herrero L, Canales V, Herrera A, Martínez AA, Mateo J. Long-term remodeling in proximal femur around a hydroxyapatite-coated anatomic stem: ten years densitometric follow-up. *J Arthroplasty*. 2009;24:56–64.
- Panisello JJ, Canales V, Herrero L, Herrera A, Mateo J, Caballero MJ. Changes in periprosthetic bone remodelling after redesigning an anatomic cementless stem. *Int Orthop*. 2009;33:373–9.
- Aguilar Ezquerro A, Panisello Sebastián JJ, Mateo Agudo J. Influence of preoperative bone mass density in periprosthetic bone remodeling after implantation of ABG-II prosthesis: a 10-year follow-up. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*. 2016;60:53–8.
- García-Rey E, Carbonell-Escobar R, Cordero-Ampuero J, García-Cimbrelo E. Outcome of a hemispherical porous-coated acetabular component with a proximally hydroxyapatite-coated anatomical femoral component: an update at 23 to 26 years' follow-up. *Bone Joint J*. 2019;101-B:378–85.
- Johnston RC, Fitzgerald RH, Harris WH, Poss R, Müller ME, Sledge CB. Clinical and radiographic evaluation of total hip replacement. A standard system of terminology for reporting results. *J Bone Joint Surg Am*. 1990;72:161–8.
- Schilcher J, Ivarsson I, Perlbach R, Palm L. No difference in periprosthetic bone loss and fixation between a standard-length stem and a shorter version in cementless total hip arthroplasty. A randomized controlled trial. *J Arthroplasty*. 2017;32:1220–6.
- Meyer J, Freitag T, Heiko RL, Bieger R. Periprosthetic bone mineral density changes after implantation of a curved bone preserving hip stem compared to a standard length straight stem: 5-yr results of a prospective, randomized DXA-analysis. *J Clin Densitom*. 2019;22:96–103.
- De Boer F, Sariali E. Comparison of anatomic vs. straight femoral stem design in total hip replacement-femoral canal fill in vivo. *Hip Int*. 2017;27:241–4.
- Ohta H, Kobayashi S, Saito N, Nawata M, Horiuchi H, Takaoka K. Sequential changes in periprosthetic bone mineral density following total hip arthroplasty: a 3-year follow-up. *J Bone Miner Metab*. 2003;21:229–33.
- Ten Broeke R, Hendrickx R, Leffers P, Jutten LM, Geesink RG. Randomised trial comparing bone remodelling around two uncemented stems using modified Gruen zones. *Hip Int*. 2012;22:41–9.
- Korovessis P, Droutsas P, Piperos G, Michael A, Baikousis A, Stamatidis M. Course of bone mineral content changes around cementless Zweymüller total hip arthroplasty. A 4-year follow-up study. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1997;116(1-2):60–5.
- Sköldenberg OG, Bodén HSG, Salemyr MOF, Ahl TE, Adolphson PY. Periprosthetic proximal bone loss after uncemented hip arthroplasty is related to stem size: DXA measurements in 138 patients followed for 2-7 years. *Acta Orthop*. 2006;77:386–92.
- Jahnke A, Engl S, Altmeyer C, Jakubowitz E, Seeger JB, Rickett M, et al. Changes of periprosthetic bone density after a cementless short hip stem: a clinical and radiological analysis. *Int Orthop*. 2014;38:2045–50.
- Lerch M, Von der Haar-Tran A, Windhagen H, Behrens BA, Wefstaedt P, Stukenborg-Colsman CM. Bone remodelling around the Metha short stem in total hip arthroplasty: a prospective dual-energy X-ray absorptiometry study. *Int Orthop*. 2012;36:533–8.
- Maloney WJ, Sychterz C, Bragdon C, McGovern T, Jasty M, Engh CA, et al. The Otto Aufranc Award. Skeletal response to well fixed femoral components inserted with and without cement. *Clin Orthop Relat Res*. 1996;333:15–26.
- Bergschmidt P, Bader R, Finze S, Tokar I, Kundt G, Mittelmeier W. Impact of preoperative variables on the functional and radiological outcome of an uncemented femoral stem: a prospective two-year follow-up. *Hip Int*. 2010;20:187–97.
- Dan D, Germann D, Burki H, Hausner P, Kappeler U, Meyer RP, et al. Bone loss after total hip arthroplasty. *Rheumatol Int*. 2006;26:792–8.