

Biomecánica de la prótesis total de cadera cementada y no cementada

Duque Morán, J.F.; Navarro Navarro, R.; Navarro García, R.; Ruiz Caballero, J.A.

Introducción

La artroplastia de cadera es uno de los procedimientos más comúnmente usados²³ y se refiere al reemplazo de la articulación completa o parcial de la cadera por un implante protésico y podemos agruparlas en dos grupos⁴⁷:

- La hemiartroplastia que comprende el reemplazo de la cabeza del fémur por una prótesis, al mismo tiempo que se retiene el acetábulo natural y el cartílago acetabular.
- Y el reemplazo total de cadera o artroplastia total de cadera (ATC) comprende el reemplazo del acetábulo además de la cabeza del fémur.

La descripción física genéricamente conocida de una prótesis de cadera para artroplastia total de cadera, cementada o no, comprende fundamentalmente dos partes, respectivamente un elemento femoral o vástago, destinado a ser insertado en el canal medular del fémur a sustituir y, que lleva en su extremo libre una cabeza esférica y un cotilo colocado al nivel de la cavidad cotiloidea de la pala ilíaca o acetábulo de la articulación considerada y destinada a recibir la cabeza esférica de dicho elemento femoral.

Más precisamente, este cotilo está formado por dos partes distintas:

- una cúpula denominada de “soporte”, destinada a ser insertada en la cavidad cotiloidea de la pala ilíaca.
- y un núcleo o implante denominado “de rozamiento”, destinado a insertarse en la cúpula de soporte y, cuya cara interna

de forma semiesférica está destinada a recibir la cabeza esférica del elemento femoral.

Actualmente existen numerosos tipos de prótesis con distinta evolución histórica³⁵, así por ejemplo en la década de los 70 y continuando a través de siglo XXI la cirugía

ortopédica ha pasado de la cementación en hueso a fijación directa en busca de la osteointegración de la prótesis articular de cadera. Esto gracias al desarrollo de nuevos vástagos y copas acetabulares mejorando la calidad y longevidad del implante, véase como ejemplo la Figura 1.



Figura 1. Muestra de prótesis totales de cadera desde los años 70
 (a-c) Implantes desarrollados por el francés Lord Gerald. (d-e) Implantes diseñados por Tronzo. (f-s) Primera generación diferentes diseños de prótesis con vástagos sin cementar. (t) Roy-Camille vástago y copa universal. (u) Vástago Omnifit. (v) Copa en tornillo de rosca. (w) Larry Dorr, prótesis APR con vástago proximal. (x) Vástago diseñado en base a muestra de fémures. (y-z) Optifix, con revestimiento de titanio en cuello.
 Fuente: Leonard FP (2007). *The Adult Hip*.

Estas prótesis deben soportar los esfuerzos en actividades normales, caminar o subir escaleras, las cuales supera cuatro veces el peso corporal del individuo implantado y en algunos casos 10 veces, por ejemplo ante un tropezón. En la Figura 2 se representa como la prótesis soporta la resultante de carga sobre la copa acetabular y en la Figura 3 se reflejan los movimientos que cualquier prótesis de cadera actual debe favorecer^{9,41}.

El rango de amplitud flexión-extensión está en 46°-45°, abducción-aducción 12° y rotación interna-externa 12°. Siendo la diferencia de fase entre flexión-extensión y abducción-aducción de $\pi/2$.

Desafortunadamente si se produce una fisura en la prótesis, el organismo no va a poder repararla y la fisura seguirá creciendo hasta la rotura de la prótesis, de ahí que para las prótesis sea necesario usar metales, cerámicas, polietilenos u otros materiales de alta resistencia, pero también deben cumplir otra condición, y es que sean compatibles con el propio organismo, lo que llamamos biocompatibilidad. Los materiales desarrollados para implantes protésicos son validados por normas estándar como la American Society for Testing and Materials (ASTM) y la International Standards Organization (ISO). Estas normas estándar cubren propiedades físicas y químicas básicas las cuales están en permanente desarrollo para ayudar a

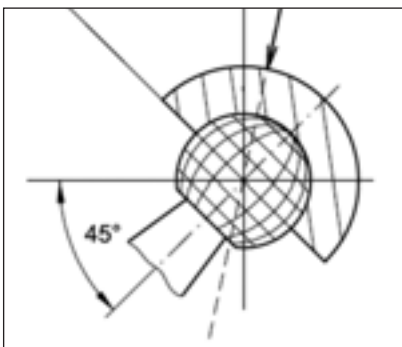


Figura 2.

Posición de carga (Resultante L) sobre la copa acetabular y la cabeza femoral de una prótesis (Paul 1976).

Fuente: *Journal of Biomechanics*. Saikko V y Caloni O (2002).

guiar a la industria en la fabricación de los implantes ortopédicos apoyados por los organismos científicos, técnicos y jurídicos¹⁵. Vemos materiales normalizados en la Tabla 1.

Además los líquidos del organismo son muy corrosivos y la corrosión del implante presenta dos inconvenientes principales, el primero es que esa corrosión debilita la pieza y el segundo es que el material disuelto puede ser perjudicial para el organismo, con riesgo de aparición de complicaciones o tumores cancerígenos²⁵.

Las características mecánicas de los vástagos son otro punto importante en el diseño y de las aleaciones de titanio la más utilizada es la aleación de titanio, aluminio y vanadio (Ti6Al4V). Ésta presenta excelente resistencia a la corrosión, es altamente biocompatible y el módulo de elasticidad es aproximadamente la mitad que otras aleaciones, por lo que transmiten mejor la carga al hueso y disminuyen el efecto de stress. Las aleaciones de

titanio permiten recubrimientos con bolas o mallas que favorecen la osteointegración (fijación secundaria), con uso de surcos longitudinales profundos para reducir la rigidez torsional y la resistencia a la torsión^{28,43}. Las aleaciones de tantalio, relativamente nuevas en implantes articulares, presentan propiedades similares al titanio; elevada biocompatibilidad y un módulo de elasticidad menor que las aleaciones de acero y cromo-cobalto, pero su superficie permite una mayor porosidad, lo que favorece la penetración ósea, es decir mayor osteointegración. Hoy se utiliza principalmente en el componente acetabular de prótesis de cadera para implantes en pacientes jóvenes con el objeto de conseguir un mejor anclaje de la prótesis y una menor tasa de aflojamiento. Su uso está aumentando aunque se ve limitado por su alto precio.

Un dato que refleja la complejidad del tema tratado es que actualmente se disponen de más de

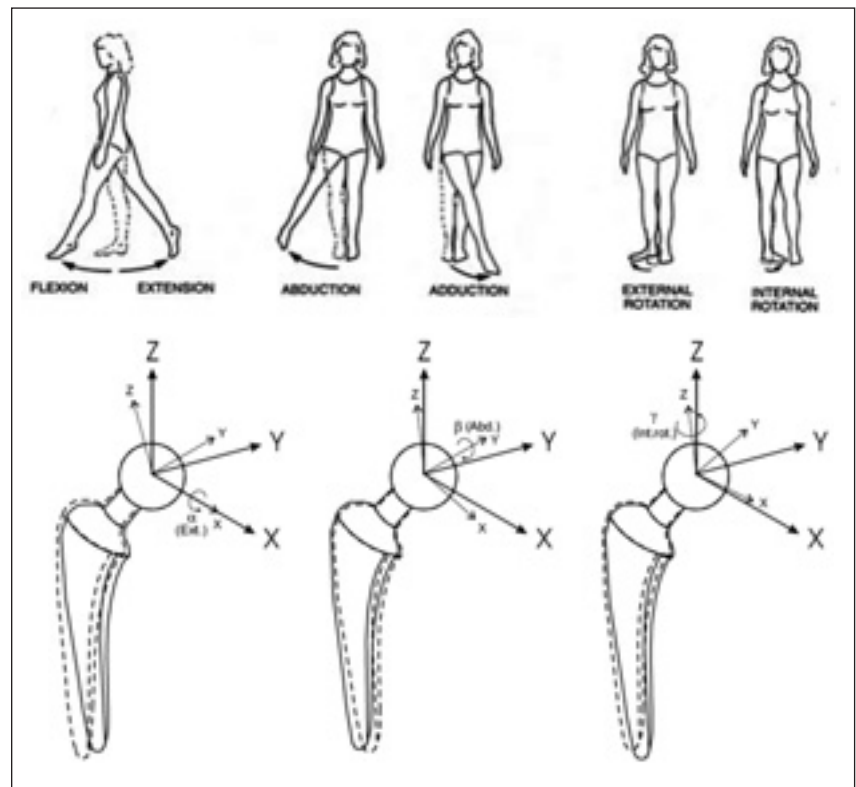


Figura 3.

Representación de los movimientos de la cadera y movimientos de rotación en prótesis de cadera derecha por ángulos de Euler.

Fuente: Caloni O (2002).

BIOMATERIALES APLICADOS EN LOS COMPONENTES DE ARTROPLASTIAS CONTEMPORANEAS.								
	Ref. ASTM	Nombre	C.artic	C.estructural	Fijación	C.artic	C.estructur	Fijación
METALES	F-67	Ti		x	x ^a			x ^a
	F-75	Rev. CoCr		x	x	X	x	x
	F-90	Forj. CoCr		x	x	X	x	x
	F-136	Ti6Al4V		x	x		x	x
	F-560	Tantalio		x	x ^a			x ^a
	F-1295	Ti6Al7Nb			x			x
	F-1314	High N SS				x ^b	x ^b	
	F-1472	Forj. Ti6Al4V		x			x	
	F-1537	Forj. CoCrMo	x		x		X	x
	F-1713	Ti13Nb13Zr			x	x		x x
	F-1813	Forj. Ti12Mo6Zr2Fe		x	x		x	x
	F-2066	Forj. Ti15Mo			x	x		x x
	F-2384	ZR2.Nb5					x ^d	x ^c
POLIMEROS	F-451	PMMA			x	X		x
	F-648	UHMWE		x	x		X	
	F-1579	PAEK				X		x
CERAMICAS	F-603	Al2O3 (alúmina)		x	x		X	xc
	F-1185	CaHAP(Hidroxiapatita)			x			x
	F-1873	ZrO2-Y-TZP (óxido zircornio)		x ^b	x ^b		x ^b	x ^b
	F-2393	ZrO2-Mg-PSZ (óxido zircornio mag)		x ^b	x ^b		x ^b	x ^b

(a) Aplicado a diferentes substratos de aleaciones
 (b) No usado en USA.
 (c) Usado como componente modular sobre vástago de aleación
 (d) Usado sólo con UHMWPE

Tabla 1.
 Biomateriales aplicados en los componentes de artroplastias contemporáneas.
 Fuente: *The Adult Hip. Lippincott Williams & Wilkins 2007.*

14.000 referencias y con un total de más de 200 modelos de vástagos y de casi 200 modelos de componentes de cotilos²⁶. Y que cada prótesis independiente de que sea cementada, no cementada o híbrida además, independientemente del diseño y tipología, viene a sustituir a una articulación en forma de par fricción, entendido este como resistencia al movimiento entre dos cuerpos en contacto, y genéricamente los principales son: metal-metal, metal-poliuretano, metal-cerámica, cerámica-polietileno, y cerámica-cerámica.

En el implante de las prótesis se busca limitar el movimiento relativo del implante, que se entiende como el desplazamiento reversible de un implante rígido frente a un hueso, menos rígido y que se produce por la deformación elástica del hueso sometido a la presión.

Podemos disminuir este movimiento relativo mediante las siguientes opciones⁶²:

- Disminuyendo la deformación elástica del hueso (menor carga).
- Con implantes más ajustados al hueso.
- Colocación de los implantes situados lo más cerca posible del eje del hueso.
- Mediante implantes más elásticos para adaptarse a la deformación del hueso y seguirlo dentro de sus posibilidades elásticas.

En la práctica clínica habitual se debe buscar un contacto perfecto entre el implante y el hueso sin tejido de interposición, es decir un paso a través del punto neutro compensado o límite de compen-

sación, luego interesa que el límite de compensación sea lo más amplio posible y donde un contacto total alrededor de todo el implante va a ser poco probable. Por eso la rotura de una prótesis diafisaria se produce siempre cerca del límite de compensación y una prótesis acetabular hemisférica elástica tendrá siempre un límite de compensación más amplio que otra rígida. Por supuesto, un límite de compensación estrecho con sobrecarga conducirá más rápidamente a la inestabilidad que en el caso de un límite de compensación amplio^{41,62}.

La rigidez del implante es otro factor fundamental a considerar, por lo que es conveniente colocar un implante resistente pero no tan rígido, ni tan elástico, tal que permita que las cargas se transmitan al cemento y de ahí al hueso de la manera más natural posible, ya que

una adecuada transferencia de cargas al fémur proporciona un estímulo fisiológico para mantener la masa ósea y prevenir la osteoporosis por desuso.

Un vástago largo y rígido fijado con firmeza en la diáfisis proximal del fémur mediante cemento o superficie porosa reduce la carga en el hueso y en el cemento del tercio proximal del fémur, lo que puede producir una protección considerable frente a la carga y remodelación ósea por reabsorción de esta región del fémur^{11,28,41}.

En cuanto al relleno proximal por parte del vástago, se ha encontrado que tanto en implantes cementados como en no cementados el área de mayor disminución de la densidad mineral ósea se corresponde con la cortical medial proximal³⁸. Si una prótesis tiene un collar que asienta en la superficie de corte del cuello, se postula que la carga axial del hueso ocurrirá en esa zona. Sin embargo, desde el punto de vista técnico es difícil obtener este contacto directo del collar o el cemento con la superficie de corte del hueso. El collar también proporciona un medio simple para determinar la profundidad de la inserción del componente femoral, aunque la visión es interferida temporalmente por la extrusión del cemento. La utilidad del collar en los componentes femorales no cementados es más discutible, puesto que puede evitar el asentamiento completo del vástago, con lo que éste queda suelto en el momento de la implantación. Aunque el collar en teoría distribuiría las cargas de una forma más fisiológica hacia la cortical medial. Los vástagos no cementados producen generalmente tensiones en el hueso más fisiológicas que las causadas por los vástagos totalmente cementados, dependiendo del tamaño del vástago y de la extensión de la superficie porosa. Un vástago mal encajado con collar puede producir tensiones proximales mayores que las existentes en un fémur intacto y es que las consecuencias de un vástago suelto anulan cualquier beneficio potencial de la carga proporcionada por el co-

llar. El acuñaamiento distal del vástago produce descenso excesivo de la carga proximal y debe evitarse. El acuñaamiento proximal de un implante sin collar puede generar tensiones circunferenciales excesivas, responsables de fracturas intra y postoperatorias del fémur proximal^{28,41}.

La protección frente a la carga del fémur proximal es más pronunciada cuando se ha empleado un vástago de diámetro grande. Dado que la resistencia a la flexión de un vástago es proporcional a la cuarta potencia de su diámetro; aumentos pequeños del diámetro del vástago producen un incremento mucho mayor de la resistencia a la flexión. Cuando el vástago se ha fijado dentro del fémur mediante penetración ósea, la carga es soportada preferentemente por la estructura más rígida y el hueso del fémur proximal recibe menos carga^{20,21}. Así pues la forma del vástago afecta a la transferencia de cargas al hueso, tal que investigadores como Mallory et al. (1996) han visto que en revisiones de tres tipos diferentes de vástagos delgados de Titanio presentan una incidencia de atrofia ósea de la parte proximal del fémur de sólo un 6% de las 748 artroplastias revisadas frente a las pérdidas óseas proximales tan graves encontradas en los pacientes con vástagos cilíndricos que ocupan toda la diáfisis^{37,41}.

Es difícil determinar el grado de protección frente a la carga aceptable en el contexto clínico, sin embargo la pérdida ósea no suele progresar después de un período de 2 años. Y aunque la protección frente a la carga proximal no afecta en forma adversa a los resultados clínicos iniciales, la combinación de remodelación ósea y osteolisis subsiguiente puede predisponer a fractura trocantérea²⁸.

La pérdida ósea proximal vendrá dada por el estado y calidad del hueso alrededor del implante previo a la cirugía. Así se ha demostrado una relación fuerte entre la densidad mineral ósea en el fémur opuesto y el porcentaje de pérdida mineral en el fémur operado, con

independencia del método de fijación del implante, luego parece que los pacientes con densidad mineral ósea disminuida antes de la cirugía presentan mayor riesgo de pérdida ósea adicional después de la artroplastia total de cadera, con o sin cemento³⁸.

Respecto a la carga de la prótesis sobre la pelvis podemos decir que se producen cargas más altas en el cemento y el hueso esponjoso cuando se emplea un componente acetabular de polietileno con pared fina y cuando se ha extirpado el hueso subcondral. Una copa de polietileno con pared gruesa, de 5 mm o más, comparada con otra de pared fina tiende a reducir las cargas en el hueso esponjoso, de modo similar a lo observado con el soporte metálico. La conservación de hueso subcondral en el acetábulo, así como el empleo de una copa con soporte de metal o una copa de polietileno con pared gruesa, disminuyen los niveles máximos de carga en el hueso esponjoso de la pelvis. El empleo de un componente todo de polietileno con pared gruesa y la conservación de hueso subcondral del acetábulo son dos medidas que parecen proporcionar un compromiso satisfactorio, sin inducir protección excesiva frente a la carga ni concentración de las cargas^{28,41}.

Para lograr una fijación exitosa y duradera de los implantes al hueso, es necesaria una meticulosa y adecuada técnica quirúrgica. Existen dos métodos distintos para la fijación a largo plazo de los implantes: la fijación cementada y la fijación no cementada. La combinación de ambas se denomina fijación híbrida (comúnmente acetábulo no cementado y componente femoral cementado)^{3,34}. Luego las prótesis o cualquiera de sus componentes podemos fijarlas al hueso mediante cemento, polimetilmetacrilato (PMMA), en este caso tendremos las prótesis cementadas. Si la fijación es por integración del implante en el hueso, por osteointegración, tendremos las prótesis no cementadas, gracias al desarrollo de nuevas superficies protésicas¹².

Artroplastia total de cadera cementada

Así la artroplastia total de cadera cementada, por mejora de la técnica de cementación, se ha convertido en un procedimiento seguro y reproducible³¹, tal que actualmente hay resultados a largo plazo de diseños tradicionales como la prótesis de Charnley^{29,63}. Y para el caso de la fijación del implante femoral o vástago, cuando se logra un manto de cemento adecuado, se puede obtener resultados con permanencia del implante de hasta el 90% a 20 años⁵⁴, particularmente se tienen datos del vástago Exete⁶⁵ con tasas de supervivencia a 10 años del 100%.

Hay dos aspectos fundamentales que determinan la durabilidad de una artroplastia total de cadera: la capacidad de fijación de los implantes al hueso y la duración del par articular protésico que ha evolucionado³¹:

- La fijación de los implantes, la superficie articular
- Y el abordaje quirúrgico.

En cuanto a la fijación de los implantes cementados se considera que el manto de cemento es adecuado cuando se envuelve con un espesor de 1,5-2 mm el implante femoral dentro del canal, sin grietas o defectos de llenado en la interfaz cemento-hueso, cemento-implante o en su espesor. El manto de cemento debe situarse hasta 1 cm por debajo de la punta del implante femoral⁵⁵. Y para lograr un correcto manto de cemento, la técnica de cementación debe ser adecuada y precisa; lo más importante: oclusión o taponamiento del canal femoral aproximadamente 1 cm por debajo de la posición de la punta del implante femoral; presurización del cemento dentro del canal femoral, e introducción del vástago femoral en el centro del canal presurizado⁵⁴. Se debe ocluir de manera efectiva el canal porque si no ocurre un libre flujo del cemento distal y acaba en un inadecuado

cuado manto de cemento, con excesiva migración distal. Para la oclusión del canal se han utilizado tapones óseos tomados del fragmento de la cabeza y preferentemente los tapones artificiales²². De ellos hay dos tipos: los materiales absorbibles y los no absorbibles (polietileno). Una vez ocluido el canal, se debe verificar que esté seco, sin sangre o coágulos, lo que se logra con un lavado agresivo, preferentemente con dispositivos de lavado pulsátiles⁵⁴. Con el canal en condiciones adecuadas, se introduce el cemento utilizando una pistola de presurización que permite aplicar el cemento a presión y de forma retrógrada⁵⁴. Finalmente, se introduce el vástago femoral en el canal presurizado con cemento. Los implantes modernos cuentan con dispositivos centradores para asegurar que su posición final sea en el centro del manto de cemento. Para el adecuado funcionamiento de las copas acetabulares cementadas, se debe lograr un manto de cemento sin defectos alrededor del implante de 1,5-2 mm de espesor. Al igual que para la colocación de los implantes femorales, se debe obtener una superficie ósea seca y sin coágulos en el acetábulo para la adecuada fijación del cemento, y como hemos indicado los implantes acetabulares cementados cuentan con espaciadores para lograr un manto homogéneo alrededor de ellos¹⁴.

Además el cemento óseo plantea los problemas de la suficiencia mecánica y de la tolerancia biológica⁶².

Hay tres factores que determinan la tolerancia biológica del cemento: La magnitud de la emisión térmica en la polimerización, la liberación del monómero que es tóxico para los tejidos y las reacciones alérgicas teóricamente posibles. Ha habido cambios en los diseños y materiales de las diferentes prótesis, pero no ha habido sustanciales cambios en el cemento. Y es que el cemento está compuesto por polimetilmetacrilato (PMMA). El cemento actual es el de los llamados

de cuarta generación e incluye una preparación del cemento al vacío (para evitar la existencia de burbujas de aire)⁶⁴. Algunos cementos incorporan un componente antibiótico, siendo usados sobre todo en revisiones y demostrando tener un ratio alto en la relación coste-efectiva^{50,52}.

En contraposición, el uso del cemento, debido a sus características biológicas y mecánicas ante los esfuerzos tensiles da lugar a una problemática específica y a veces de difícil control dado que es un material interpuesto entre tejido vivo y prótesis de cadera, tal que tendremos^{41,64}:

- El problema de la insuficiencia mecánica: Las complicaciones de las prótesis totales cementadas se deben ante todo a la elección del implante incorrecto y a técnicas de implantación inadecuadas. Aquí puede desempeñar un papel importante la insuficiencia mecánica, que no la biológica del cemento. Según la localización, el cemento se verá sometido a compresión, tensión o esfuerzo cortante. A menudo, se alternan la compresión y la tensión porque lo que se exige de él es una resistencia constante a la fatiga. El módulo de elasticidad del cemento se encuentra en los 300 Kp/mm², y por tanto, por encima del módulo del polietileno, aproximadamente al nivel del hueso esponjoso y unas 10 veces por debajo de la cortical. Así el peso corporal, la rigidez de la pelvis y la rigidez y resistencia del lecho óseo de la cúpula determinan el tamaño de la superficie que soporta la presión, en cuya región puede predominar un paso de punto neutro compensado debido a la elasticidad del conjunto cemento-polietileno, ya fuera de esta zona se produce un paso de punto neutro descompensado, o sea, unos movimientos relativos de reabsorción del anclaje óseo y formación de una membrana de tejido conjuntivo. Dada la deformación elástica del hueso some-

tido a la carga y a la elasticidad del cemento se consigue absorber una parte del movimiento relativo que puede esperarse por la diferencia de rigidez entre las partes, manteniéndose la capacidad de deformación elástica y plástica por debajo del límite de fractura y determinada por la capacidad de absorción de energía del cemento. Luego una suficiencia mecánica a largo plazo sólo se puede esperar de un anclaje del cemento homogéneo⁶².

- Consecuencias particulares del cemento en el sitio de su implantación.
- Disrupción de la estructura de superficie del implante de cemento por depleción monomérica. Debido a que el cemento se convierte en una pasta tras batirlo y debe insertarse en el lecho óseo en estado líquido o como máximo en estado fácilmente maleable. La polimerización del monómero todavía no se ha completado en este punto y algunos monómeros libres todavía están presentes, estos tienen una gran afinidad por la grasa o materia orgánica que la contenga, lo que hace que estas partículas se disuelvan hacia fuera de las capas superficiales del cemento dentro de este tipo de materia. La capa de cemento contacta con el tejido quedándose sin monómeros, por lo que no hay suficientes monómeros para unirse al polvo de polímeros. Los granos de polvo se aíslan o permanecen en contacto con la mayor parte de la masa de cemento mediante estrechos puentes. El resultado es la disrupción de la estructura de la superficie del cemento, que equivale a un aflojamiento mecánico. Bajo cargas funcionales de la interfase entre el cemento y el hueso, los granos individuales o conglomerados de polvo de cemento pueden derrumbarse y originar el inicio de la fragmentación del cemento⁶⁴.
- Necrosis alrededor del cemento: El calor generado durante la polimerización del monómero

(más de 56°C) se conduce a los tejidos circundantes y el monómero que se desprende del cemento es además citotóxico. Por lo que aparte del inevitable trastorno de la circulación sanguínea, como resultado de la preparación del lecho para el implante, el calor de la polimerización y la toxicidad del monómero contribuyen a la formación de áreas de necrosis en la médula ósea adyacente y en el hueso en su interfase con el cemento. Como parte de un proceso de curación, estas áreas de necrosis se reemplazan por nueva médula ósea vital, nuevo tejido óseo y tejido conectivo.

- Contracción o encogimiento de la polimerización: De manera opuesta a lo afirmado por Charnley en cuanto a que el cemento se expande en el lecho del implante, lo que realmente se produce es una contracción al endurecerse el monómero por la polimerización. Esta disminución es relativamente pequeña, pero puede llevar a la formación de una estrecha separación o fisuración de la interfase entre el cemento y el hueso, con la reducción del esperado contacto íntimo⁶⁴. El fenómeno de la polimerización está ligado de forma inevitable a una pérdida de volumen. Esta pérdida será pequeña si hay suficiente liberación del calor. Tenemos pues un doble interés en querer obtener unas capas de cemento relativamente finas, porque su menor disminución de volumen no se debe solamente a razones de proporcionalidad, sino que también a la optimización en la liberación del calor que es mejor cuanto más fina es la capa de cemento⁶².

Debemos tener en cuenta las siguientes consideraciones que afectan a las propiedades del cemento⁶⁴:

- Inclusiones líquidas, aire y/o sangre en el cemento: Los pliegues y las laminaciones del hueso junto con la sangre no afectan de ma-

nera adversa a la fuerza de unión y de compresión del implante de cemento. Pero inclusiones importantes de aire, sangre y otros líquidos reducen la fuerza mecánica del cemento, si no pueden escapar. Esto se puede evitar con un drenaje efectivo.

- Conversión del lecho del implante: con la implantación de la prótesis, la médula ósea y el tejido óseo adyacente al cemento mueren. El tejido necrótico inmediatamente se va reemplazando por tejido vital. La cavidad medular se rellena con médula ósea, con neovasos. El hueso necrótico se sustituye por hueso nuevo, pero no llega a la interfase con el cemento en todas las áreas, de forma que una vez que todo el hueso nuevo se forma el soporte que proporciona es menor que el que había inmediatamente tras la implantación. En cambio, la médula ósea y el hueso están separados del cemento por una capa de tejido conectivo que tiene un grosor variable y de manera intermitente presenta células gigantes de cuerpo extraño.
- Pueden formarse microfisuras bajo cargas funcionales empezando desde la periferia de granos de polímeros individuales, burbujas de aire o inclusiones del medio de contraste en la interfase del cemento y el tejido. Estas fisuras se propagan en continuos canales desplazándose en la red de la matriz secundariamente polimerizada. El resultado es la fragmentación del manto de cemento de forma progresiva con el tiempo. Las células y el tejido conectivo crece dentro de las grietas y según éstas van creciendo la función de soporte del cemento para la prótesis a la que está sirviendo de anclaje se va perdiendo. La posterior fragmentación puede desencadenar una reacción de cuerpo extraño por parte de las partículas liberadas en la interfase cemento-prótesis, que se acompaña de formación de granulomas y osteolisis⁶².

- Aparición de separación y fracturas del manto de cemento: el manto de cemento alrededor de la prótesis tiene un módulo de elasticidad mucho más bajo que el metal, especialmente las superaleaciones. Las fuerzas axiales y torsionales actúan sobre la prótesis para desplazarla del cemento, sobre todo en las zonas proximales (1 y 7 de Gruen, ver Figura 4) donde el hueso es más débil. La respuesta de estas fuerzas es bastante variable y depende de factores como la forma, tamaño y acabado de la superficie del implante. El manto de cemento es especialmente vulnerable en aquellos sitios donde las fuerzas tensiles son altas, como en la zona lateral (carga en varo) y anterior (carga torsional). Se pueden desarrollar grandes grietas en estas áreas que son visibles en las radiografías simples. La pérdida de contacto íntimo entre la superficie del metal y el cemento se denomina separación (“debonding”). El movimiento dentro del manto de cemento causa desgaste por abrasión. Otra manera de entender este fenómeno es conociendo que las cargas axiales causan un alto estrés en el cemento, y que en cambio actúa como fuerzas tensiles. Cuando la parte externa de la capa de cemento se encuentra firmemente contenida y agarrada por el lecho óseo estas fuerzas pueden dirigirse directamente al hueso y compensar las débiles propiedades tensiles del mismo, sin embargo si la estructura circundante al cemento se sustituye por tejido conectivo de barrera, el cemento no puede soportar las fuerzas tensiles y se rompe, entonces las fracturas se producen en el cemento y la prótesis se afloja. En estudios de revisiones y en autopsias de prótesis cementadas se evidenció que en 100% de las autopsias y 92% de las revisiones había fenómenos de “debonding” o separación del cemento. Y en el 85% de los especímenes había fracturas en el cemento, aún a pesar de que las

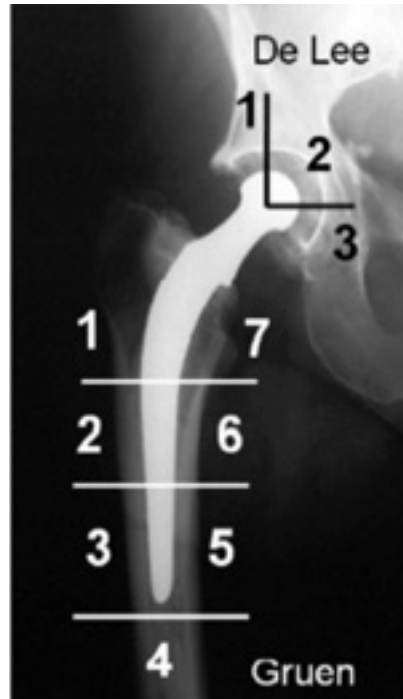


Figura 4.
Zonas De Lee y Gruen en artroplastia total de cadera.
Fuente: SECOT 2009.

fuerzas predominantes son longitudinales, siendo en el 49% de los casos las fracturas horizontales. Además la formación de grietas era contigua a defectos del cemento y/o al final proximal del manto del cemento y se producían de diferentes longitudes³³.

Un fenómeno especialmente importante es el causado por la torsión del tallo endoprotésico dentro del cemento debido a las fuerzas tensiles de torsión que el vástago somete al cemento y que acaban en lo que se ha venido denominando la cascada de aflojamiento, siendo la duración de la cascada de aflojamiento muy variable. Así Köster identificó dicho proceso de aflojamiento en estadios explicándolos según la siguiente secuencia³³:

- Separación (debonding).
- Desarrollo de fisuras y fracturas en el manto del cemento.
- Crecimiento del tejido conectivo desde el lecho óseo hacia el interior de las grietas y extensión a la interfase entre vástago y cemento.

- Pérdida de anclaje del manto de cemento en el hueso, lo que lleva al aflojamiento de toda la prótesis.

Sin embargo en la práctica, tenemos que tener en cuenta los siguientes efectos en las propiedades del cemento⁶²:

1. Pérdida de volumen por polimerización.
2. Pérdida de la resistencia. Cuanto más homogéneo, más resistente.
3. Fragilización por el paso del tiempo. Esto hace que su capacidad para absorber energía y por lo tanto carga dinámica disminuya.
4. Dependencia de la temperatura ambiente. Según la temperatura ambiente, el cemento tarda más o menos en endurecerse. A 20°C se endurece en 9 minutos.
5. Liberación de calor. El calor de polimerización no es tan perjudicial para el hueso como se podría esperar de las temperaturas medidas “in Vitro”.
6. Liberación de monómeros. La importancia práctica de la liberación de monómeros sigue sujeta a discusión, sin embargo, es un hecho que el monómero es tóxico para los tejidos.
7. Desintegración del cemento, por trastornos mecánicos en la fase tardía del gel.

Los vástagos cementados suelen estar fabricados de aleaciones especiales de alta resistencia, véase Tabla 1. En la mayoría se prefiere una aleación de cromo-cobalto debido a que su módulo de elasticidad al ser más alto puede reducir las cargas dentro del manto de cemento proximal. La sección proximal debe tener un borde medial ancho y preferiblemente un borde lateral más amplio para producir una fuerza de compresión en el manto de cemento proximal. Los bordes afilados producen zonas de concentración de presión local que pueden iniciar la fractura del manto de cemento y por tanto deben ser evitados. Un collar ayuda a de-

terminar la profundidad de la inserción y puede disminuir la reabsorción de hueso en la zona medial del cuello²⁸.

Diversos estudios apuntan a que el fracaso de los vástagos cementados se inicia en la interfase prótesis-cemento, con separación y fractura subsiguiente del cemento. La unión de esta interfase se puede mejorar con varios tipos de macrotexturización superficial y mediante revestimiento previo de la porción proximal del vástago con polimetilmetacrilato (PMMA) que se une químicamente al manto del cemento. Las formas no circulares, como un rectángulo redondeado o una elipse, y las irregularidades superficiales, como los surcos o ranuras longitudinales, mejoran también la estabilidad rotacional del vástago dentro del cemento. Si se produce separación un vástago con superficie rugosa o texturizada generará más detritus con el movimiento que un vástago de superficie lisa pulida. En distintos estudios de comparación entre vástagos mates y pulidos se ha visto que estos últimos se han aflojado menos que lo mates, por lo tanto ha renacido el interés por el uso de vástagos pulidos para las aplicaciones con cemento, incluso sin collar para permitir una pequeña cantidad de hundimiento y mantener la fuerza de compresión dentro del manto de cemento^{28,41}.

Los requisitos que debemos exigir de un vástago cementado, ver Figura 5, desde el punto de vista biomecánico son⁶²:

1. Posición definitiva en el tubo óseo bajo carga previa.
2. Reducción del movimiento relativo por aproximación óptima de los ejes del implante y del hueso.
3. Longitud del vástago de la prótesis lo más pequeña posible para disminuir el movimiento relativo, limitar en menor grado el juego fisiológico de la diáfisis. Su estructura proporciona ventaja en el caso de una eventual reoperación.

4. Ausencia del tradicional collar de la prótesis: éste es el factor perturbador del bloqueo en el tubo cortical que es el productor de carga previa.

En el caso de los componentes acetabulares cementados, las cúpulas de polietileno originales eran de pared gruesa, con surcos en la superficie externa para aumentar la estabilidad del cemento y marcadores de alambre para su evaluación radiográfica. Los diseños más recientes incorporan modificaciones como separadores para el cemento o pestañas para facilitar su presurización. A pesar de estos avances su supervivencia no ha aumentado. En consecuencia, se ha tendido a la no cementación del cotilo en pacientes jóvenes y activos. La fijación cementada del acetábulo es satisfactoria para pacientes ancianos, con pocas demandas funcionales, la simplicidad y el bajo coste de los componentes fabricados totalmente de polietileno los convierten en una opción atractiva para esta población. La fijación acetabular con cemento se usa también en algunas reconstrucciones de tumores y cuando las circunstancias quirúrgicas indican que no es probable la penetración del hueso en una superficie porosa, por ejemplo, en la artroplastia de revisión cuando ha sido necesario un injerto óseo acetabular extenso²⁸.

Así las condiciones para que el implante cotiloideo cementado sea estable son⁶²:

- Un anclaje suficiente en el techo cotiloideo.
- Un lecho de cemento intacto.
- Una pelvis lo suficientemente resistente como para no deformarse bajo la carga; para ello es necesario una mineralización suficiente y un metabolismo óseo inalterado.

Respecto al principio de la armadura de la cúpula acetabular, consiste en aprovechar las estructuras intactas y resistentes del ilion y en destruir las presiones que actúan sobre esta zona consiguiendo



Figura 5.

Diversos modelos de vástagos cementados.

Fuente: Masson 2001.

una superficie más amplia en todos aquellos casos en los que falta una esclerosis compacta en el techo cotiloideo. La armadura asegura la estabilidad inicial en el polo superior de la cúpula y hace posible la introducción sin trastornos del hueso trasplantado y de cemento, además ayuda a combatir la reducción de volumen por polimerización cuando se emplean cantidades importantes de cemento⁶².

Por otro lado, los resultados a largo plazo del injerto con gránulos de hidroxiapatita, para la deficiencia acetabular, en el reemplazo de cadera de revisión total no son bien conocidos, sin embargo se han evaluado en copas acetabulares con injerto de hidroxiapatita acetabulares en un mínimo de diez años con tasas de supervivencia fue del 74,2% (intervalo de confianza 95%). Estos resultados sugieren que los resultados a largo plazo del injerto de hidroxiapatita con cemento son alentadores⁵⁹.

Pero realmente no hay evidencia de un método superior de la fijación en las artroplastias de cadera y particularmente del componente

	Seguimiento (años)	PC Cementadas	PC no cementadas
Meding 1999	0.5-10	2-4%* 0.5%#	
Thanner 1999	9	PCA 15%	Harris-Galante I 20%
Nourbakh 1998	--		1-24%* 2-11%#
Ranawat 1997	> 5	0-4.6%#	2-9%#
Brimon 1996	> 8	Charnley 7% Stannore 7%	
Marston 1996	5-10	Charnley 3% Stannore 5%	
NHS 1996	10	Charnley 6-21% McKee-Farrar 9% Stannore 7% Ring 30%	ML* 4% PCA* 4% Endler# 56% Screw# 13% Spikes# 3%
Yahiro 1995	0.3-23	19%#	15.2%#
Callaghan 1992	2-15	13-16%	0-2.9%

* solo femoral; # solo acetabular

Tabla 2.

Tasas de revisión de las prótesis de cadera según distintos estudios.

Fuente: Departamento de Sanidad del Gobierno Vasco 1999.

acetabular, aún siendo este un procedimiento ortopédico de mucho éxito. En osteoartritis primaria las prótesis de cadera cementadas serían recomendables en personas con expectativa de vida corta o aquellos de más de 60 años, con calidad de hueso deficiente. Por este motivo (peor calidad en la masa ósea), en mujeres de edad avanzada se recomienda especialmente la cementación²³. Así en revisiones sistemáticas de investigaciones que intentaban dar luz sobre la superioridad del componente acetabular cementado sobre el no cementado, no la dejan en evidencia, tal que la recomendación sería que el propio cirujano ortopédico tome la decisión indicada en base a las características de los pacientes, conocimientos, experiencias y preferencias^{45,47}.

Vemos a continuación un cuadro resumen de la tasa de revisión de las prótesis de cadera según diferentes estudios²³.

Artroplastia total de cadera no cementada

Las copas hemisféricas acetabulares no cementadas con recubrimiento texturizado de titanio es-

tán consideradas el estándar actual para la reconstrucción del acetábulo en artroplastia total de cadera³¹. Dichas copas dependen de una colocación ajustada en el hueso acetabular para su estabilidad inicial, la cual se puede incrementar utilizando tornillos, pernos o aletas, sin embargo la estabilidad del implante a largo plazo depende de la osteointegración⁵⁸. Tanto los implantes femorales como los acetabulares son considerados de estabilidad biológica y ambos dependen de una adecuada salud ósea del paciente para lograr dicha estabilidad a largo plazo.

Por lo general se prefiere utilizar implantes cementados para pacientes ancianos o que presentan alguna condición que pudiera comprometer la capacidad biológica para la estabilización de implantes no cementados (diabetes mellitus, artritis reumatoide, lupus eritematoso sistémico, etc.)⁴⁰. También se ha demostrado que es posible realizar artroplastia total de cadera no cementada en pacientes ancianos de manera reproducible y segura^{4,36}. En el caso de las enfermedades reumáticas, recientemente se han utilizado igualmente diseños no

cementados, con resultados adecuados a medio plazo^{19,44}.

Una de las razones por las que típicamente se solicita implantes cementados para pacientes ancianos, cuya expectativa de vida es menor, es el costo de los implantes ya que tradicionalmente se ha tenido la percepción de que los implantes cementados son de menor costo que los no cementados. Sin embargo cuando se hace balance de todos los elementos requeridos para obtener mantos de cemento de buena calidad y se considera el mayor tiempo quirúrgico que se requiere para esperar el fraguado del cemento, el costo de ambas técnicas es muy similar⁶⁶, por lo que actualmente la decisión sobre utilizar o no la técnica cementada depende de la experiencia del cirujano³¹.

Así en la artroplastia no cementada del acetábulo el soporte metálico es necesario para obtener la fijación esquelética y se trata de conseguir que el metal contacte con el hueso subcondral acetabular en un área amplia, a fin de evitar la concentración de las cargas y maximizar el área superficial disponible para la penetración ósea. La precisión de la preparación acetabular y la forma y el tamaño del implante en relación con la cavidad preparada determinan el área inicial de contacto y la transferencia de cargas desde el implante hasta la pelvis. Pero si un componente hemisférico es de tamaño ligeramente menor que el acetábulo, la carga será transferida centralmente sobre el polo del componente, con posibilidad de crear huecos ecuatoriales entre el implante y el hueso. A la inversa, si el componente es ligeramente mayor que la cavidad preparada, la transferencia de carga ocurrirá en la periferia, con riesgo de fractura del reborde acetabular durante la implantación. También pueden quedar huecos polares por asiento incompleto del componente^{28,41}.

La forma en que se transfieren las cargas de un componente acetabular no cementado al hueso adyacen-

te condiciona su estabilidad inicial. A medida que el cotilo se impacta en el acetábulo, las fuerzas generadas por el retroceso elástico del hueso estabilizan el implante. Las tensiones mediales al cotilo generan un vector de fuerza que empuja en sentido lateral, desestabilizando por tanto el cotilo. Así el cotilo no hemisférico, que proporciona una transición gradual desde una hemiesfera en la cúpula a unas dimensiones mayores, aumenta la tensión periférica y la estabilidad del implante sin aumentar la deformación acetabular tanto como un cotilo hemisférico sobredimensionado⁵⁶.

En cuanto a los vástagos femorales no cementados, varios autores han considerado los de titanio con recubrimiento poroso proximal con forma acuñada, el estándar de la artroplastia total de cadera^{8,31,39,46,48}. Y la estabilidad inicial de dichos vástagos depende de la colocación ajustada dentro del canal medular proximal del fémur, y a largo plazo se estabilizan mediante el crecimiento de hueso en la superficie porosa o texturizada del implante (osteointegración). En los vástagos no cementados y particularmente en aquellos realizados en titanio puro o aleaciones del mismo, se consigue que el hueso crezca directamente hacia las superficies de anclaje de los componentes protésicos. El titanio en combinación con una serie de superficies de rugosidad variable consigue tener un efecto osteoinductivo. Así la técnica moderna de implantación no cementada se desarrolló y se generalizó en su uso mucho más tarde que la cementación de Charnley, por ello los resultados a largo plazo se documentaron también más tarde en las no cementadas. Sin embargo el seguimiento a largo plazo de las prótesis no cementadas demuestra óptimos resultados clínicos en cuanto a función y estabilidad^{18,39,46,48}.

La estabilidad primaria es el primer paso para conseguir una artroplastia no cementada de éxito. Los resultados a corto y medio plazo son por lo general excelentes y la

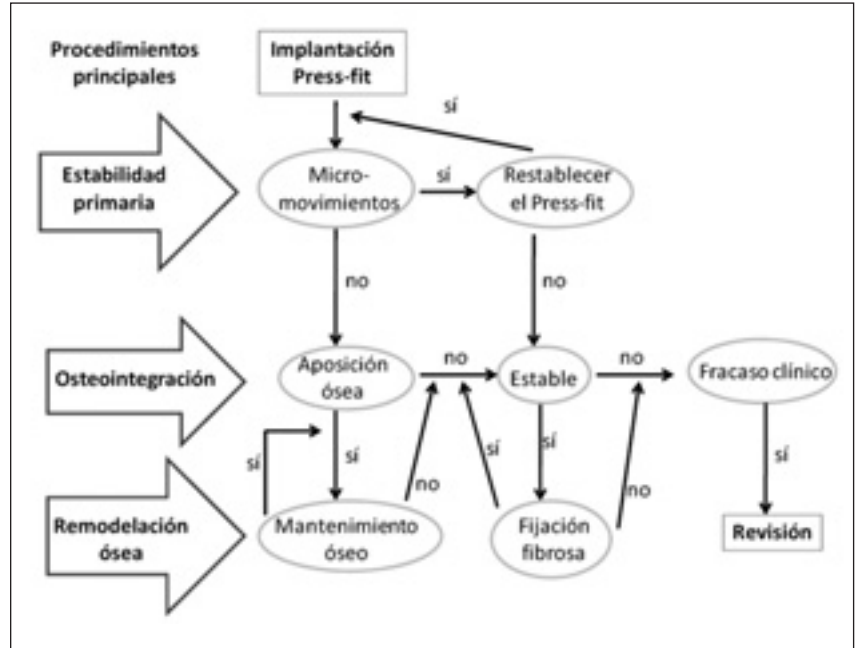


Figura 6.

Sistemática en la colocación de una prótesis no cementada.

Fuente: Elsevier 2007 (Schmotzer et al.).

cirugía de revisión se puede realizar sin las complicaciones asociadas en las prótesis cementadas, como la pérdida excesiva de hueso o la necesidad de perforar el fémur para extraer áreas de cemento distales. Los fallos de implantación en las prótesis no cementadas nos han enseñado importantes lecciones acerca de ciertos factores que repercuten en el resultado clínico, algunos de ellos están relacionados con el paciente y otros con la técnica, pero uno de los más importante quizás sea el diseño del implante⁶¹.

Aún así no hay evidencias claras de que las prótesis de cadera cementadas sean superiores a los implantes no cementados, aunque la facilidad de implantación, de aprendizaje y su validación por múltiples centros independientes hacen de esta filosofía de implantación una auténtica referencia en cuanto a supervivencia y fiabilidad⁶⁴.

La sistemática a la hora de implantar una prótesis no cementada se puede resumir en los pasos indicados en el gráfico de la Figura 6.

En la adecuada implantación quirúrgica de una prótesis no ce-

mentada es importante conseguir una fijación estable sin excesivos micromovimientos y migración y tener en cuenta los siguientes puntos fundamentales⁶¹:

1. Las cargas transmitidas por el vástago y el cotilo hacia el hueso. La carga primaria transmitida en la articulación de la cadera es la resultante de la fuerza de la articulación que actúa a través del centro de la misma. Diversos estudios han cuantificado las direcciones y magnitudes de estas cargas^{5,18}, siendo un vector de fuerzas tridimensional y no bidimensional, ver Figura 2. Como vector fuerza se debe tener en cuenta su dirección, la cual varía constantemente con la actividad desarrollada. Por ello los implantes, la interfase y el hueso se ven sometidos a cargas desde distintas direcciones y de distintas magnitudes sufriendo grandes demandas funcionales. Esto conlleva diferentes repercusiones en el acetábulo y en el fémur proximal. El cotilo, en su superficie externa, es más o menos concéntrico en comparación con la superficie articular y la interfa-

se hueso-implante que está en dirección a la articulación se ve comprimida y como la dirección de la carga varía con diferentes actividades, la compresión también actúa en diferentes zonas al mismo tiempo, y la interfase, en la periferia, recibe cargas de cizallamiento cuando el cotilo presiona hacia dentro del hueso. En consecuencia, la fuerza resultante produce fuerzas de compresión, tensión y cizallamiento en la interfase. Existen fuerzas adicionales que actúan sobre el cotilo originadas por la fricción entre la cabeza y el inserto, por la deformación elástica de la pelvis y de condiciones anormales como el impingement o choque femoroacetabular y subluxaciones. Por ello, un diseño adecuado debe conseguir una conexión óptima entre el hueso y el implante siendo capaz de transmitir fuerzas de tensión, compresión y cizallamiento en el postoperatorio inmediato. En el fémur, la resultante de las fuerzas actúa de forma excéntrica al cuerpo del vástago y se producen de forma axial empujando el vástago hacia abajo doblándolo en el plano coronal y sagital y produciendo fricción a lo largo de su eje. Al mismo tiempo, el fémur proximal también recibe la carga externa de la musculatura de la cadera, sobre todo de los glúteos y el iliopsoas. Estos músculos actúan muy cerca de la articulación y contrapesan localmente gran parte de las fuerzas ejercidas sobre la articulación. Esto tiene un marcado efecto en la carga del hueso y de la interfase a lo largo del vástago. Básicamente, cuanto más cerca anclamos el vástago a las inserciones musculares, menor estrés sufrirá la interfase. Este complejo patrón de cargas consigue una compresión y cizallamiento a lo largo de la interfase hueso-implante del vástago y tensión en áreas determinadas al realizar ciertas actividades⁶¹.

2. Los principios de ajuste por fricción y de ajuste por la for-

ma o geometría del implante. Estos ajustes tienen importantes implicaciones en el comportamiento de los diferentes diseños⁶¹.

a. La fijación por ajuste por fricción:

En el ajuste por fricción la fuerza de fijación depende de la fuerza por la cual dos superficies son presionadas una contra la otra y del coeficiente de fricción entre ambas. Este tipo de fijación transmite fuerzas compresivas de manera perpendicular a la interfase y de cizallamiento paralelas a la interfase. La magnitud de las fuerzas de cizallamiento transmisibles depende del coeficiente de fricción así como de la compresión entre ambos componentes. En consecuencia, la rugosidad de la superficie del implante juega un papel importante en conseguir una alta resistencia a la fricción en la interfase implante-hueso. Esto conlleva que procesos especiales, como la aglomeración de recubrimiento especiales o la pulverización de plasma son necesarios para incrementar la textura de la superficie y así conseguir una adecuada interdigitación⁶¹.

Sin embargo, una alta rugosidad puede interferir en la precisión de la colocación del implante. Así un vástago redondeado y rugoso distal que se inserta en una cavidad medular fresada de manera cilíndrica, puede que no se asiente totalmente si el hueso es muy duro o la cavidad es "infra-fresada". Además la estabilidad depende de la fuerza compresora en la interfase hueso-implante. Esta compresión normalmente es el resultado de un sobredimensionado del implante en relación con la cavidad medular. Con la inserción del implante, el hueso se expande y la deformación elástica del hueso resulta en una fuerza que sujeta la prótesis, pero el hueso mues-

tra un comportamiento viscoelástico que hace que se adapte bajo una deformación constante, por lo que resulta que la calidad de la fijación se reduce con el tiempo. Este mecanismo empieza inmediatamente después de la inserción del vástago y no debe confundirse con los fenómenos de remodelación. Luego el resultado depende de la calidad del hueso, ya que un hueso débil perderá con mayor probabilidad la fuerza de fijación del implante. Se puede compensar quirúrgicamente esta debilidad dejando un espacio entre la cúpula del cotilo protésico y el suelo del acetábulo para que se facilite un pequeño y controlado hundimiento que restablezca la implantación a presión del componente⁶¹.

b. Ajuste por la forma:

En el ajuste por la forma la estabilidad recae en la precisión con la cual los dos componentes se ensamblan. Este ajuste transmite fuerzas por compresión en la interfase. La orientación de la superficie de contacto es perpendicular a la dirección de la fuerza. La calidad de la fijación, y sobre todo la magnitud de los posteriores micromovimientos, dependen de la precisión de este ajuste. Luego la precisión y diseño de los instrumentos y los implantes debe ser muy alta y el fresado muy exacto. Así un vástago rectangular con doble cuña va a rellenar por completo la cavidad medular del fémur fresada⁶¹ y la doble cuña o cono del vástago asegura que todas las superficies estén en contacto con el hueso (anterior, posterior, medial y lateral). De esta manera no se dejan espacios libres que pudieran dar pie a micromovimientos durante la carga cíclica. Por otro lado, el uso de cotilo roscado permite un enganche tridimensional en el acetábulo, un microengrane o microinterdigitaciones, que da lu-

gar a una fijación estable menos dependiente de la precisión y de la calidad del lecho óseo que los cotilos a presión. Y como la fuerza de la fijación por ajuste de forma está principalmente influenciada por la calidad del hueso es preferible el contacto de la cortical al de hueso esponjoso y será más beneficiosa un área de contacto grande en hueso osteoporótico en comparación con el hueso esponjoso⁶¹.

3. Factores biológicos del hueso:

El hueso responde al tipo de carga que soporta y la osteointegración sólo puede ocurrir si el movimiento de la interfase hueso-prótesis está dentro de los límites fisiológicos. Se forma preferentemente bajo compresión dinámica durante la fase precoz de curación después de una fractura y esta situación es comparable con la que nos encontramos tras la colocación de un implante no cementado. Como el tejido fibroso y cartilaginoso se forma bajo tensión y cizallamiento, es por ello las fuerzas tensiles y de cizallamiento deben reducirse bajo todas las condiciones de la carga. La habilidad del hueso para responder a los cambios en el ambiente de estrés local puede observarse en el aumento de la densidad ósea alrededor de las espiras del cotilo y se ha observado que donde se predice un mayor estrés se origina mayor densidad ósea⁶¹. En consecuencia, el diseño de un vástago adecuado debe en primer lugar resistir la carga axial unidireccional convirtiendo estas fuerzas en fuerzas de compresión en la interfase. Esto puede conseguirse acintando o dando forma de cuña al vástago en vez de dejarlo con forma cilíndrica, dependiendo del ángulo de la cuña, se podrán generar grandes fuerzas compresoras. Así con un ángulo del cono de 2,5° y una carga axial de 2,4 kN se consigue una fuerza de compresión en la interfase de 55 kN. Sin embargo la

carga torsional alrededor del eje del vástago es la segunda carga más importante que afecta a la interfase y este tipo de carga es muy exigente para el anclaje del vástago en actividades como la marcha, pues produce alteraciones cíclicas y retrotorsión. Luego estas cargas producen movimiento en la interfase entre el hueso y el implante y clínicamente se observan dos tipos de movimiento tras un implante protésico: la migración y el micromovimiento.

a. La migración es un cambio permanente en la posición del implante mientras que los micromovimientos son inducidos por la carga que afectan al implante en relación con el hueso, que vuelve a su lugar cuando la carga cesa. Por ello, la migración es clínicamente menos crítica si es pequeña y no progresiva y no afecta a la biomecánica de la articulación (longitud de la pierna, cambio del centro de la cadera, etc). De hecho la capacidad de migrar una pequeña distancia (menos de 1 mm) puede ser beneficioso si ayuda a restablecer una posición estable durante la fase inicial de curación^{41,61}.

b. Los micromovimientos tienen mayor repercusión si se producen de forma repetida con cada paso, pues hay una relación directa entre la cantidad de micromovimiento que ocurre en la interfase hueso-implante y la cantidad de osteointegración. Diversos autores que han estudiado los micromovimientos y la osteointegración concluyeron que si el movimiento de la interfase era mayor de 30-50 micrómetros se producía una interfase fibrosa^{32,51}. Aunque en realidad actualmente es imposible medir estos micromovimientos in vivo, se han elaborado modelos in vitro con los cuales debemos ser cautos al interpretar los resultados, pues representan modelos de carga específicos. Luego se requieren

más estudios para correlacionar el micromovimiento con la cantidad de crecimiento de hueso in situ hacia el vástago en función del tiempo⁶¹.

Resumiendo, las prótesis no cementadas implantadas con éxito deben seguir los siguientes principios⁶¹:

- Excelente estabilidad primaria.
- Superficies osteoinductivas u osteoconductivas.
- Rigidez adaptada del implante.

Así el vástago femoral no cementado debe cumplir dos requisitos fundamentales, máxima estabilidad y mínima rigidez.

- La estabilidad debe combatir las fuerzas de torsión que pueden desplazar el tallo, y existe una menor estabilidad torsional si los tallos son curvos.
- La rigidez del vástago, es decir su capacidad de deformación bajo carga, intenta obviar los procesos de remodelado adverso⁷. Los vástagos largos y rígidos producen aumento de las fuerzas aplicadas sobre el mismo, con transferencia de la tensión distal y fuerzas protectoras a nivel proximal con resorción periprotésica. Además a mayor grosor mayor rigidez. Los tallos más largos y rígidos producen mayor tensión y por tanto mayor tendencia al aflojamiento. La máxima diferencia en cuanto a rigidez se produce a nivel proximal y ello explica por qué la resorción periprotésica tiende a ocurrir más rápida y extensamente a nivel metafisario. El gran relleno proximal también incrementa la rigidez y la defensa antiestrés. La longitud óptima del tallo en prótesis primarias parece ser⁴¹ 100-130 mm.

En cuanto a los materiales del vástago el titanio es cuatro veces más elástico que el hueso pero no tanto como la aleación Cr-Co. Como contrapartida a su gran elasticidad, el titanio produce un ma-

por cizallamiento en la interfase creando una membrana fibrosa con menor estabilidad y mayor desgaste y respuesta osteolítica. No obstante, no se han determinado diferencias significativas entre el titanio y el Cr-Co en los procesos de remodelación ósea tras una artroplastia total de cadera no cementada.

También debemos tener en cuenta el acabado de superficie en los vástagos, así tenemos:

- Componentes femorales no cementados porosos.

La cubierta porosa completa puede producir pérdida importante de hueso por transferencia de fuerzas, particularmente las cubiertas que se extienden por debajo del trocánter menor, al provocar mayor transferencia de estrés, aunque la superficie porosa óptima no ha sido claramente determinada³⁰.

En general la selección del tipo y el tamaño del implante así como la técnica quirúrgica y el instrumental, requieren mayor precisión en los no cementados que en los vástagos cementados dado que deben cumplirse los requisitos de estabilidad inmediata del implante en la penetración ósea y el contacto íntimo entre la superficie porosa y el hueso huésped mediante el exacto ajuste en la cavidad endóstica del fémur proximal. Así los vástagos de prótesis totales de cadera no cementadas tienen dos formas básicas: La forma anatómica (con una incurvación posterior en la metáfisis y un arco anterior en la diáfisis) y la forma recta. Siendo más laboriosa la preparación del fémur para alojar un vástago recto, pero los defensores de tal diseño argumentan que permite un ajuste más exacto entre la prótesis y el canal preparado. Diversos estudios sobre la fijación sin cemento han hablado de la importancia del ajuste tanto proximal como distal y así se han desarrollado diversos vástagos modulares que permiten dimensionar independientemente las dos partes de

la prótesis en el momento de la cirugía^{28,43}.

El revestimiento poroso de los vástagos afecta a la remodelación adversa. Se tiende a limitar la superficie porosa a la porción proximal del vástago puesto que la transferencia de carga proximal restablecerá un patrón de presión más normal en el fémur. Los revestimientos extensos se reservan para las artroplastias de revisión en las que es necesario utilizar la fijación distal para obtener la estabilidad del implante. En la zona distal del implante, donde se presupone que puede haber movimientos, la fijación más estable es, a priori, proximal y la superficie debe ser lisa y pulida^{28,43}.

Los recubrimientos porosos extensos en vástagos de tamaños más pequeños no parecen producir protección frente a la carga grave. Sin embargo, estudios de seguimiento más recientes con vástagos más grandes, muestran mayor protección frente a la carga con los vástagos de recubrimientos porosos más extensos. Podemos encontrar hipertrofia ósea localizada en áreas donde el vástago con recubrimiento poroso extenso contacta con la cortical, esto se observa frecuentemente en el extremo distal del recubrimiento poroso en vástagos con recubrimiento poroso extenso. Tal hipertrofia es mucho menos pronunciada cuando la superficie porosa se limita a la porción proximal del vástago^{28,41}.

- Componentes femorales no cementados no porosos:

Se han fabricado vástagos no porosos que pueden tener surcos y otras modificaciones de la superficie, sin más sistemas de fijación biológica, por lo que la fijación a presión cobra más importancia. Actualmente se necesitan más estudios para aclarar si esta forma de fijación es equiparable a la penetración ósea y al cemento⁴³.

Por otro lado, los recubrimientos con hidroxiapatita en la prótesis total de cadera se han aconsejado

por sus características osteoconductoras. Su aplicación en el vástago proximal pretende mejorar la osteointegración y así facilitar la transmisión de cargas a la metáfisis femoral¹¹. Esto conseguiría menor stress shielding (fuerzas protectoras), menor desgaste del polietileno y migración de sus partículas y menor incidencia de osteolisis con la consecuente mayor supervivencia del implante.

Respecto a los componentes acetabulares no cementados el objetivo del acetábulo protésico es conseguir estabilidad, conservación de hueso y permitir una cirugía de revisión fácil. Pueden estar formados por una pieza única (polietileno y metal-polietileno) o por dos: una externa metálica (roscada o porosa) y otra adaptada a su interior, a menudo de polietileno. La cubierta porosa requiere un fresado esférico que provoca un contacto en teoría óptimo. En diversos estudios se ha constatado que si no se consigue un contacto hemisférico se producirían fuerzas de separación en la interfase que pueden acabar en fracturas por fatiga, así como la posibilidad de separación de los componentes de la cubierta porosa. En cuanto al polietileno, además de posibles incongruencias coto-poliétileno, su mayor espesor disminuye la tensión que soporta el hueso subcondral. Asumiendo un desgaste anual de 0,6 mm, el espesor debe ser al menos de 2-6 mm. La mayoría tienen un revestimiento poroso o microporoso, sobre toda su circunferencia, para favorecer la penetración ósea pero difieren en cuanto a la estabilización inicial. Pueden ser impactados a presión o roscados, y contar con otras ayudas para su estabilización. Los tornillos transacetabulares conllevan riesgos de perforación intrapélvica, los tetones y las puntas tienen menor estabilidad rotacional que los tornillos. El acetábulo roscado sin revestimiento poroso, a pesar de primeras impresiones esperanzadoras, se ha asociado a altas tasas de aflojamiento en cirugía primaria y de revisión. En

EEUU se han abandonado en gran parte aunque se siguen empleando en Europa. Estudios en cadáveres demuestran que las roscas autoperforantes pueden empotrarse contra el hueso acetabular, pero rara vez lo cortan. La limitación del contacto entre la pieza metálica y el hueso subcondral convierte en improbable la penetración ósea extensa. Se ha demostrado que la penetración ósea más extensa se ha descrito en componentes fijados con múltiples tornillos²⁸. Y por otro lado todos los intentos de fijación directa del polietileno al hueso han conducido al fracaso, por lo que su anclaje actualmente debe realizarse mediante cemento acrílico o por intermedio de un cotilo base metálico que permita la osteointegración^{13,27}.

Resumiendo, las ventajas de las prótesis no cementadas:

- No necesitan cemento.
- Consiguen un anclaje sólido por osificación endostal.
- Modifican la fisiopatología de la interfase persistiendo los problemas derivados de la diversa elasticidad metal-hueso.
- Posibilitan rescatar la prótesis no cementada.

Así como los inconvenientes de las prótesis no cementadas:

- Técnica algo más difícil.
- Los accidentes preoperatorios son más frecuentes.
- Menor elasticidad del cotilo.
- Necesidad de vástago de gran perímetro.
- La dificultad o imposibilidad de adaptación a casos especiales.
- La complejidad de la extracción.
- El aflojamiento.
- No están indicadas en osteoporosis marcada.

En cuanto a la descripción de la fisiopatología del aflojamiento en las prótesis no cementadas vemos que alrededor del implante se forma una fina membrana fibrosa y en la zona de contacto con la cortical existe neoformación ósea. Normalmente nos enfrentamos a dos posibles me-

canismos que generan fracaso protésico; uno biológico, por sepsis o bioincompatibilidad, y otro mecánico por aflojamiento aséptico, fractura de prótesis, fractura ósea u osteolisis.

Según la teoría mecánica el más frecuente es el propio aflojamiento mecánico aséptico, a causa de la remodelación ósea adversa y de la osteolisis, ambas relacionadas entre sí. El problema reside en colocar un material inerte dentro de una estructura viva capaz de desarrollar una respuesta adaptativa frente a la nueva situación. Así el camino por el que se llega a la movilidad del implante depende de la fase en que se encuentre la fijación produciéndose resorción ósea por el desarrollo de fuerzas protectoras, tal como nos dice la ley de Wolff, o necrosis ósea por concentración de estrés¹⁶. Luego el resultado final será el desarrollo de una membrana fibrosa, con descenso de la resistencia de la fijación y más movilidad, este incremento de la movilidad de la interfase puede conducir por si mismo al aflojamiento, aumentando la resorción ósea al incrementar la actividad osteoblástica a nivel local y al estimular los macrófagos quiescentes y la proliferación de las células del estroma premacrofágicas.

Según la teoría biológica, nos viene a indicar que las fuerzas que actúan sobre la cadera durante la marcha producen un bombeo cíclico de líquido articular a nivel de la esponjosa intraarticular femoral en contacto con el implante. Este bombeo de fluido tendría como resultado el desarrollo de microtraumatismos lo suficientemente intensos como para producir una fibrosis o membrana periprotésica, para desarrollar cavitaciones o ensanchar las ya existentes por la acción del fresado femoral. De esta forma se establece un recorrido para la emigración de partículas de desgaste procedentes fundamentalmente del componente acetabular, iniciándose la activación de los macrófagos y los fenómenos de reabsorción ósea. El hueso reabsorbido sería reemplazado por tejido fibrótico, ensanchando aún más la cavidad

y, por tanto, facilitando la llegada masiva de restos. Además la fibrosis y las cavitaciones provocarían por sí mismas una micromovilidad de la interfase. De esta forma, el proceso se manifiesta de forma cíclica y autorreforzada⁶⁰.

La fijación biológica es indispensable en la permanencia del implante y debe ser lo más rápida posible. Para ello se han incorporado una serie de estructuras capaces de ser invadidas por el tejido óseo para conseguir esta óptima fijación^{41,42,57}.

Hay dos formas de fijación biológica:

- La fijación mecánica, que se produce por el microtrabado que provoca el crecimiento del hueso en el interior de poros. El desarrollo del hueso en torno al implante tiene como consecuencia un incremento tanto de la estabilidad como de la resistencia del mismo. Las superficies más utilizadas son los recubrimientos porosos, las lisas o arenadas, las fibras metálicas y el polvo metálico. En los recubrimientos porosos el tamaño del poro es variable (100-400 μm). Se considera que habrá mayor neoformación ósea cuanto menor sea el poro. La estabilidad inmediata del implante también la favorece, pues los micromovimientos producen la interrupción de la proliferación vascular y tendencia a la fibrosis. Igualmente la cubierta porosa debe estar tan pegada al hueso como sea posible. En cuanto a la relación entre el material protésico y su efecto en el comportamiento del hueso, ya hemos indicado que el titanio ha demostrado mejor osteointegración que otros metales, a excepción del Cr-Co con el que parece que no hay diferencias significativas en crecimiento óseo. Las superficies lisas o arenadas están formadas por microporos (5-20 μm) y generalmente se usan en pacientes jóvenes, y permiten un contacto directo entre el hueso y el implante pero hay mayor formación del tejido fibroso, hundi-

miento del vástago e inestabilidad^{1,49}.

- La fijación química, que se consigue al añadir unas cubiertas bioactivas artificiales para dar lugar al desarrollo y extensión del hueso en la superficie protésica y una rápida y fuerte unión al mismo. Las más frecuentemente utilizadas son el fosfato cálcico (hidroxiapatita) y el fosfato tricálcico. Otras cubiertas son el fosfato tricálcico-beta magnésico, las de Bioglás (carbonato sódico), los polímeros bioactivos (óxido de polietileno, politetrametileno) y las cerámicas (materiales de fosfato cálcico con una composición y estructura similar a los componentes inorgánicos del hueso). En el mecanismo de acción de la hidroxiapatita, en primer lugar se precisa una disolución parcial de la apatita para incrementar la concentración de calcio y fosfato en la interfase, posteriormente los microcristales de carbonato de apatita formados se ligan con la matriz orgánica, produciendo crecimiento óseo. La hidroxiapatita también tiene capacidad para inducir la conversión de fibrocartilago a hueso. Estos revestimientos se aplican a los implantes generalmente mediante procesos de deposición de plasma. Como sustrato se opta por Cr-Co o titanio, este último con mayor poder de unión. La adición de fosfato cálcico a los implantes de superficie porosa no sólo incrementa el desarrollo y la extensión del crecimiento, sino que hace que éste ocurra en áreas donde inicialmente no existe contacto con el hueso, dando lugar a una mayor fuerza de fijación del implante al incrementarse la proporción y la extensión de crecimiento óseo. Para que se produzca el crecimiento en torno a las estructuras porosas se necesitan al menos dos condiciones: 1. estabilidad inicial, es decir la movilidad debe ser menor que el tamaño de los poros¹⁷ y 2. contacto íntimo, obteniendo mejores resultados con brechas de hasta¹⁰ 0.5 mm.

Por lo demás, el proceso biológico del crecimiento óseo en el interior de los biomateriales es similar al proceso de consolidación de las fracturas.

Hoy en día las líneas de investigación se centran en vástagos y copas con ajuste a presión (press-fit), ver Figura 7, con cubierta porosa y con cubierta de hidroxiapatita, para eliminar el uso del cemento empleando la penetración y aposición ósea para conseguir una fijación adecuada, así como para disminuir los detritus del desgaste y excluirlos de las interfaces protésicas en el diseño de las prótesis^{28,41}.

Artroplastia total de cadera híbrida

En el caso de la prótesis híbrida al colocarla se cementa el componente femoral y la parte acetabular se deja sin cementar salvo casos en los que al intervenir un hueso en mal estado, surge alguna complicación que exige cementación en alguna de sus partes, que como hemos dicho generalmente es el vástago femoral²³. Ambos componentes han demostrado un porcentaje de fallos muy pequeños a diez años⁶.

Muchos son los expertos que han analizado las variables a tener en cuenta a la hora de decidir el tipo de prótesis de cadera, sobre todo en enfermos de osteoartritis, y las mismas serían: Edad, expectativa de vida y calidad de la masa ósea, y sólo en edades avanzadas se podría tener en cuenta el sexo. En los recambios no se necesitaría tener en cuenta ni edad ni sexo. En osteoartritis primaria las prótesis de cadera cementadas serían recomendables en personas con expectativa de vida corta o aquellos de más de 60 años, con calidad de hueso deficiente. Por este motivo (peor calidad en la masa ósea), en mujeres de edad avanzada se recomienda especialmente la cementación. El uso de híbridos en el medio actual se suele reservar a casos en los que al intervenir un hueso en mal estado, surge alguna complicación que exige cementación en alguna de sus partes, generalmente el

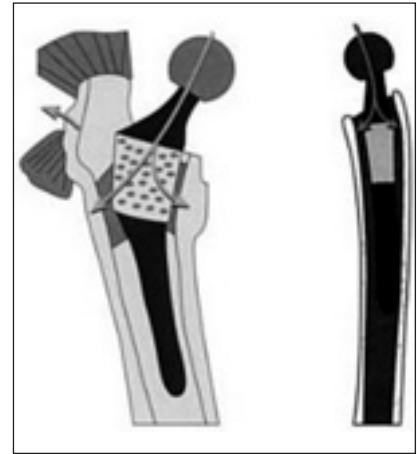


Figura 7.

Representación gráfica del modo de anclaje de vástago a press-fit.

Fuente: Masson 2001.

vástago femoral. Así habitualmente se encuentra indicada en pacientes entre 60 y 70 años con un canal femoral ancho o con formas rectas, pacientes entre 70 y 80 años y pacientes mayores de 80 años con buena calidad de vida muy activos y con buena calidad ósea²⁴. Al tratar de los recambios de prótesis de cadera se sugiere que si la lesión ósea fuera mínima, la decisión se tomase igual que se fuese una sustitución primaria²³.

Las prótesis no cementadas se utilizarían en aquellos casos en que las lesiones fuesen de gran tamaño. Las técnicas cementadas tipo Ling sería para casos en que la destrucción ósea fuese intermedia tanto de fémur como de acetábulo A nivel de cotilo, también podría ser aceptable el uso de técnica cementada, asociada o no a anillos de reconstrucción, cuando la situación ósea fuese grave. En cualquiera de los casos anteriores se podría emplear prótesis no cementada^{23,33}.

Por lo tanto podemos aplicar lo reportado en los apartados de prótesis cementadas y no cementadas para las prótesis híbridas según estas tengan el vástago o el cotilo cementado.

Por concluir, lo más indicado en la elección y preferencia del tipo de prótesis cementada, no cementada o híbrida es que esta quede en manos de la valoración, conocimiento y experiencia del cirujano protésico^{31,45,47}.

BIBLIOGRAFÍA

- 1 **Almenara Martínez M.** Aflojamiento mecánico y osteólisis en la cadera no cementada Prophor. Las Palmas de Gran Canaria: Universidad de Las Palmas de Gran Canaria; 1996.
- 2 **Barbos MP.** Bone ingrowth into madreporic prostheses. *The Journal of bone and joint surgery.* 1988 Jan;70(1):85-8.
- 3 **Berend ME.** Cemented femoral fixation: A historical footnote. *Orthopedics* 2006; 29: 791-2.
- 4 **Berend KR, Lombardi AV, Mallory TH, Dodds KL, Adams JB.** Cementless double-tapered total hip arthroplasty in patients 75 years of age or older. *J Arthroplasty.* 2004; 19: 288-95.
- 5 **Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, Duda GN.** Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech* 2001; 34 (7): 859-71.
- 6 **Berger RA, Kull LR, Rosemberg AG, Galante JO.** Hibrid total hip arthroplasty: Seven to ten year result. *Clin Ortop* 1996; 333: 134-46.
- 7 **Bobyn JD, Mortimer ES, Glassman AH, Engh CA, Miller JE, Brooks CE.** Producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical observations of noncemented total hip arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research.* 1992; 274: 79-96.
- 8 **Bourne RB, Rorabeck C, Patterson JJ, Guerin J.** Taper titanium cementless total hip replacement: A 10 to 13 year follow-up study. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;393:112-20.
- 9 **Calonius O.** Tribology of Prosthetic Joints. Validation of Wear Simulation Methods. *Acta Polytechnica Scandinavica, Mechanical Engineering* 2002; N° 159: 1-62
- 10 **Cameron HU, Pilliar RM, Macnab I.** The rate of bone ingrowth into porous metal. *Journal of biomedical materials research.* 1976 ; 10(2): 295-302.
- 11 **Christ R, Fennema P, Kortemeier S, Hagen FW.** Is hydroxyapatite coating necessary in primaries? Optimization of osseous integration of the SL-PLUS stem with a proximal hydroxyapatite coating. In: Friedrich NE, Santore RF, eds. 25 Years of Biologic Fixation K Zweymüller. Munich: Elsevier GmbH 2007: 149-54.
- 12 **Cervero Suárez J, Noriega Fernández A.** Prótesis articulares. Clasificación y complicaciones. In: Manual del residente de COT. Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología SECOT 2009. Tomo 2; 16.
- 13 **Cordero J.** La sustitución articular. Criterios de diseño en la artroplastia de cadera. *Biomateriales aquí y ahora* 2000; 173-186.
- 14 **Cornell CN, Ranawat CS.** The impact of modern cement techniques on acetabular fixation in cemented total hip replacement. *J Arthroplasty* 1986;1:197-202.
- 15 **Crowninshield RD, Muratoglu O, Hawkins M.** Polyethylene in Total Hip Replacement. In: *The Adult Hip 2ª ed.*; Lippincott Williams & Wilkins 2007; Vol I: 117-22.
- 16 **Dorr LD, Absatz M, Gruen TA, Saberi MT, Doerzbacher JF.** Anatomic Porous Replacement hip arthroplasty: first 100 consecutive cases. *Seminars in arthroplasty.* 1990; 1(1): 77-86.
- 17 **Ducheyne P, De Meester P, Aernoudt E.** Influence of a functional dynamic loading on bone ingrowth into surface pores of orthopedic implants. *Journal of biomedical materials research.* 1977; 11(6): 811-38.
- 18 **Dufour M, Pillu M.** Biomecánica funcional: miembros, cabeza, tronco. Elsevier Masson 2006: 64-7, 137-41
- 19 **Effenberger H, Ramsauer T, Bohm G, Hilzensauer G, Dorn U, Lintner F.** Successful hip arthroplasty using cementless titanium implants in rheumatoid arthritis. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2002;122:80-7.
- 20 **Engh CA, McGovern TF, Bobyn JD, Harris WH.** A quantitative evaluation of periprosthetic bone-remodeling after cementless total hip arthroplasty. *The Journal of bone and joint surgery.* 1992 Aug;74(7):1009-20.
- 21 **Engh CA, Sychterz C, Engh C.** Factors affecting femoral bone remodeling after cementless total hip arthroplasty. *The Journal of arthroplasty.* 1999 ;14 (5): 637-44.
- 22 **Faraj AA, Rajasekar K.** The effect of two different types of cement restrictors on the femoral cement mantle. *Acta Orthop Belg.* 2006;72:702-8.
- 23 **Fernández Ruanova MB.** Prótesis de cadera. Indicaciones de uso apropiado. Departamento de Sanidad del Gobierno Vasco, 1999. Informe Osteba E-99-08: 1-76.
- 24 **Friend Sicilia HI, González Massieu L, País Brito JL.** Implantes articulares. In: Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Manual SECOT de Cirugía Ortopédica y Traumatológica. Editorial Médica Panamericana 2003; 72-84.
- 25 **Gallart X, Marín O.** Información y asesoramiento para cirujanos ortopédicos: árbol de decisiones ante un paciente pro-tador de prótesis con par fricción metal-metal. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología.* Elsevier Doyma 2011; Volumen 55 (1): 67-9
- 26 **Serra-Sutton V, Martínez O, Allepuz A, Espallargues M.** Registro de artroplastias de Cataluña. Resultados de cadera y rodilla 2005-2008. Barcelona: Agència d'Avaluació de Tecnologia i Recerca Mèdiques. Servei Català de la Salut. Departament de Salut. Generalitat de Catalunya; 2010.
- 27 **Hamadouche M, Sedel L.** Ceramics in orthopaedics. *J Bone Joint Surg* 2000; 82: 1095-99.
- 28 **Harkess J.** Artroplastia de cadera. In: Elsevier, ed. *Campbell Cirugía Ortopédica.* Madrid 2003: 318-470.
- 29 **Hook S, Moulder E, Yates PJ, Burston BJ, Whitley E, Bannister GC.** The Exeter universal stem: a minimum 10-year review for an independent centre. *J Bone Joint Surg Br.* 2006; 88:1584-90.
- 30 **Huiskes R.** The various stress patterns of press-fit, ingrown, and cemented femoral stems. *Clinical orthopaedics and related research.* 1990; 261: 27-38.
- 31 **Ilizaliturri Sánchez VM, Mangino Pariente G, Camacho Galindo J.** Tratamiento quirúrgico de la osteoartritis en la cadera: Actualidades en artroplastia total de cadera. *Reumatol Clin.* 2007; 3 (3): 57-62.
- 32 **Jasty M, Bragdon C, Burke D, O'Connor D, Lowenstein J, Harris WH.** In vivo skeletal responses to porous-surfaced implants subjected to small induced motions. *The Journal of bone and joint surgery.* 1997; 79(5): 707-14.
- 33 **Koster G, Willert H, Buchhorn GH.** Endoscopy of the femoral canal in revision arthroplasty of the hip. A new method for improving the operative technique and analysis of implant failure. *Archives of orthopaedic and trauma surgery.* 1999;119 (5-6): 245-52.
- 34 **Kwon YM, Morshed S, Malchau H.** Cemented or cementless stem fixation in THA: What is the current evidence? *Orthopedics* 2006; 29: 793-4.
- 35 **Leonard FP.** A History of Hip Surgery. In: *The Adult Hip 2ª ed.*; Lippincott Williams & Wilkins 2007; Vol I: 3-34.
- 36 **Lester DK, Campbell P.** 100-year-old patient with pressfit prosthesis: a postmortem retrieval study. *Am J Orthop.* 1996;25:30-4.
- 37 **Mallory TH, Head WC, Lombardi AV, Emerson RH,**

- Eberle RW, Mitchell MB.** Clinical and radiographic outcome of a cementless, titanium, plasma spray-coated total hip arthroplasty femoral component. Justification for continuance of use. *The Journal of arthroplasty.* 1996 ;11(6): 653-60.
- 38 **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. *Clinical orthopaedics and related research.* 1996 (333): 15-26.
- 39 **McLaughlin JR, Lee KR.** Total hip arthroplasty in young patients. *Clin Orthop Relat Res.* 2000;373:153-63.
- 40 **Morsher EW, Wirz D.** Current state of cement fixation in THR. *Acta Orthop Belg.* 2002;68:1-12.
- 41 **Navarro Navarro R.** Influencia del plasma rico en plaquetas en la osteointegración de la prótesis de cadera sin cementar modelo ZWEYMÜLLER. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria. Tesis doctoral 2008.
- 42 **Navarro Navarro R, Chirino Cabrera A, Rodríguez Álvarez J, Martín García F, Navarro García R.** Prótesis total de cadera no cementada Zweymüller: resultados a corto plazo en nuestro centro. *Canarias Médica y Quirúrgica.* 2006; 11: 4-9.
- 43 **Navarro Navarro R, Muratore Moreno G, Navarro García R.** Artroplastia total de cadera no cementada. In: Rodríguez Hernández S, ed. *Artroplastia total de cadera Actualización Tratamiento de la artrosis y la necrosis cefálica de cadera en el adulto.* Santa Cruz de Tenerife 2007.
- 44 **Odent T, Journeau P, Prieur AM, Touzet P, Pouliquen JC, Glorion C.** Cementless total hip arthroplasty in juvenile idiopathic arthritis. *J Pediatr Orthop.* 2005;25:465-70.
- 45 **Pakvis D, van Hellemont G, de Visser E, Jacobs W, Spruit M.** Is there evidence for a superior method of socket fixation in hip arthroplasty? A systematic review. *Int Orthop* 2011.
- 46 **Park MS, Choi BW, Kim SJ, Park JH.** Plasma spray-coated Ti femoral componente for cementless total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2003;18: 626-30.
- 47 **Parker MJ, Gurusamy K.** Artroplastias (con y sin cemento óseo) para la fractura proximal de fémur en adultos. In: *La Biblioteca Cochrane Plus.* Oxford Update Software Ltd. 2005; (2): 1-50.
- 48 **Parvizi J, Keisu KS, Hozack WJ, Sharkey PF, Rothman RH.** Primary total hip arthroplasty with an uncemented femoral component. A long-ter study of the taperlock stem. *J Arthroplasty.* 2004;19:151-6.
- 49 **Peguero Bona A, Canales Cortés V, Herrera Rodríguez A.** Artroplastia total de cadera. In: *Monografía médico-quirúrgicas del aparato locomotor. La cadera.* Masson 2001 :Tomo I: 85-96.
- 50 **Persson U, Persson M, Malchau H.** The economics of preventing revisions in total hip replacement. *Acta Orthop Scand* 1999;70:163-9.
- 51 **Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C.** Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clinical orthopaedics and related research.* 1986; 208:108-13.
- 52 **Powles JW, Spencer RF, Lovering AM.** Gentamicin release from old cement during revision hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1998;80:607-10.
- 53 **Quintana JM, Goenaga JI, Azkarate J, Escobar A, Aróstegui I, Beldarrain I, Paramo S y Letona J.** Análisis de la evidencia científica sobre la efectividad y eficiencia de los diferentes tipos de prótesis de cadera. Recomendaciones. Informe de Investigación Comisionada 1999.
- 54 **Ranawat CS, Ranawat AS, Rasquinha VJ.** Mastering the art of cemented femoral stem fixation. *J Arthroplasty.* 2004;19 (1): 85-91.
- 55 **Rasquinha VJ, Ranawat CS.** Durability of the cemented femoral stem in patients 60 to 80 years old. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;419:115-23.
- 56 **Ries MD, Harbaugh M, Shea J, Lambert R.** Effect of cementless acetabular cup geometry on strain distribution and press-fit stability. *The Journal of arthroplasty.* 1997 Feb;12(2):207-12.
- 57 **Rorabeck C, Bourne R, Devane P, Vele G.** Cementless fixation of the femur: Pros and cons. In: *Surgeons AO, ed. Instructional Course Lectures* 1994: 329.
- 58 **Rodríguez JA.** Acetabular fixation options, notes from the other side. *J Arthroplasty.* 2006;21 Suppl 1:93-6.
- 59 **Sakai T, Ohzono K, Nishii T, Miki H, Takao M, Sugano N.** Grafting with hydroxyapatite granules for defects of acetabular bone at revision total hip replacement: a minimum ten-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br.* 2010; 92(9): 1215-21.
- 60 **Schmalzried TP, Jasty M, Harris WH.** Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. Polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space. *The Journal of bone and joint surgery.* 1992 Jul;74(6):849-63.
- 61 **Schmotzer H, Clausen J.** Primary stability - the first step in successful cementless total hip replacement. In: Friedrich NF, Santore RF, eds. *25 Years of Biologic Fixation K Zweymüller.* Elsevier GmbH 2007:113-8.
- 62 **Schneider R.** La prótesis total de cadera, un concepto biomecánico y sus consecuencias. 1 ed. Madrid: Editorial AC 1983.
- 63 **Schulte KR, Callaghan JJ, Kelley SS, Johnston RC.** The outcome of Charnley total hip arthroplasty with cement after a minimum twenty-year followup. The results of one surgeon. *J Bone Joint Surg Am* 1993; 75: 961-75.
- 64 **Willert H, Köster G.** Is implant fixation with cement still the gold standard? In: Friedrich NF, Santore RF, eds. *25 Years of Biologic Fixation K Zweymüller.* Munich: Elsevier GmbH 2007:35-42.
- 65 **Williams HD, Browne G, Gie GA, Ling RS, Timperley AJ, Wendover NA.** The Exeter universal cemented femoral component at 8 to 12 years. A study of the first 325 hips. *The Journal of bone and joint surgery* 2002; 84(3): 324-34.
- 66 **Yates P, Serjeant S, Rushfort G, Middleton R.** The relative cost of cemented and uncemented total hip replacement. *J Arthroplasty.* 2006; 21: 102-5.