

Artículo de revisión

Vástagos cementados en la artroplastía de cadera: Historia y evolución

Simesen-de Bielke H,* González-Della Valle A,** Salvati EA**

Hospital Weill Medical College of Cornell University, New York, USA.

RESUMEN. A pesar de los resultados favorables en la fijación femoral cementada, existe una tendencia creciente al uso de vástagos no cementados. Debido a los resultados exitosos de la fijación acetabular no cementada, su mayor versatilidad y fácil técnica de implantación; a la desinformación sobre la «enfermedad del cemento» y a los malos resultados de los vástagos cementados con superficie rugosa. A pesar de ello, las ventajas de la fijación cementada femoral son numerosas: se puede implementar con éxito en fémures de diversa morfología y calidad ósea; el cirujano puede posicionar el implante con la anteversión femoral deseada, sin que ésta sea determinada por la anteversión natural del fémur; muy baja incidencia de fracturas intra y postoperatorias; permite la adición de antibióticos en pacientes con historia o predisposición a infección y mínimo riesgo de dolor de muslo postoperatorio durante la marcha.

Palabras clave: cadera, prótesis, cemento, complicaciones, fijación.

ABSTRACT. Despite the favorable results in cemented femoral fixation, there is a growing tendency to use uncemented stems. Due to the successful results of cementless acetabular fixation, the most versatile and easy implantation technique, to the misinformation about the «cement disease» and the poor performance of cemented stems with a rough surface. However, the advantages of cemented femoral fixation are numerous: it can be implemented successfully in femurs of diverse morphology and quality of bone, the surgeon can position the implant with the desired femoral anteversion, without it being determined by the natural femoral anteversion, very low incidence of intraoperative and postoperative fractures, allows the addition of antibiotics in patients with a history or predisposition to infection and minimal risk of postoperative leg pain during walking.

Key words: hip, prosthesis, cement, postoperative complications, fixation.

Uso racional de la fijación femoral cementada

A principios de los años 60, Sir John Charnley introdujo a la práctica ortopédica la artroplastía de cadera de baja fricción con vástagos cementados pulidos (*Figura 1*).¹ Sus resultados clínicos y radiográficos han sido muy satisfactorios a largo plazo (*Tabla 1*).²

* Hospital Británico de Buenos Aires, Argentina.

** Hospital for Special Surgery, Weill Medical College of Cornell University, New York, USA.

Dirección para correspondencia:
Dr. Alejandro González Della Valle
Hospital for Special Surgery. 535 East 70th Street, New York, NY 10021.
Tel +1 212 606 1472.
E-mail: gonzalezA@HSS.EDU

Este artículo puede ser consultado en versión completa en <http://www.medigraphic.com/actaortopedica>

La composición química del cemento acrílico no ha tenido cambios sustanciales desde la década de los 60. Sin embargo, durante los últimos 30 años los avances en el entendimiento de la fijación cementada, las modernas técnicas de presurización y los nuevos diseños protésicos han mejorado los resultados clínicos.³

Los cambios beneficiosos en la técnica de cementación incluyen la disminución del sangrado y el lavado del canal femoral, el uso de tapón distal, el precalentamiento del vástago y del polímero de cemento,⁴ la reducción de la porosidad mediante el mezclado al vacío, la presurización retrógrada con pistola, el uso de centralizadores y diseños protésicos con geometría que facilita la interdigitación ósea del cemento.^{5,6}

Otras modificaciones en la técnica de cementación, como el uso de cemento que polimeriza a baja temperatura⁷ y la utilización de vástagos de superficie rugosa⁸⁻¹⁰ no mejoraron los resultados clínicos.

A pesar de los resultados favorables de la fijación femoral cementada (*Tabla 2*), existe en la actualidad una tenden-

cia creciente al uso de vástagos no cementados. Esto se debe principalmente a los resultados exitosos de la fijación acetabular no cementada, su mayor versatilidad y fácil técnica de implantación;¹¹⁻¹³ a la desinformación sobre la «enfermedad del cemento»;¹⁴ y a los malos resultados de los vástagos cementados con superficie rugosa (*Tablas 3 y 4*).

A pesar de ello, las ventajas de la fijación cementada femoral son numerosas:

- Puede implementarse con éxito en fémures de diversa morfología¹⁵ y calidad ósea

- El cirujano puede posicionar el implante con la anteversión femoral deseada, sin que ésta sea determinada por la anteversión natural del fémur
- Muy baja incidencia de fracturas intra y postoperatorias
- Permite la adición de antibióticos en pacientes con historia o predisposición a infección¹⁶⁻¹⁸
- Mínimo riesgo de dolor de muslo postoperatorio durante la marcha

La fijación cementada femoral continúa siendo nuestra primera elección, con una supervivencia no inferior a la de los tallos no cementados.^{3,19}

Principios de fijación cementada

Durante la polimerización del cemento, la viscosidad aumenta en forma progresiva hasta el fraguado completo. Este fenómeno involucra una reacción exotérmica que se acompaña de una contracción volumétrica con liberación de monómero no polimerizado. Se ha especulado con el potencial riesgo de necrosis ósea, toxicidad y aflojamiento inducido por estos cambios.²⁰ Sin embargo, esta hipótesis se ha desacreditado debido a los excelentes resultados clínicos y radiográficos a largo plazo de los implantes femorales cementados. Más aún, la temperatura máxima del cemento durante la polimerización *in vivo* es más baja de la requerida para la desnaturalización del colágeno. Esto se debe a la baja temperatura del quirófano, la conducción del calor hacia el metal y la circulación sanguínea local.²¹

El cemento no actúa como un adhesivo. La fijación se obtiene por medio de la interdigitación en el hueso. El fémur proximal se comporta como una estructura compuesta



Figura 1. Artroplastia de baja fricción de cadera de Charnley con un seguimiento de 38 años. La paciente tiene excelente función y la cadera es asintomática. Hay mínimo desgaste de la copa plástica y no se observa osteólisis.

Tabla 1. Resultados a largo plazo del tallo pulido Charnley.

Autores	Número de caderas	Edad promedio al momento de cirugía (años)	Aflojamiento mecánico radiográfico (%)	Revisiones por aflojamiento mecánico femoral (%)	Seguimiento (años)
Mc Coy et al ⁷⁹	40	60	7	5	15.3
Wroblewski et al ⁸⁰	320	43.3	13.7	2.5	22
Wroblewski et al ⁸¹	1,368	41	ND	4.9	15
Berry et al ⁸²	2,000	63.5	ND	6	≥ 25
Older et al ⁸³	5,089	63	ND	8.4	15 a 20
Callaghan et al ⁸⁴	317	65	7.6	3.2	15
ND: no disponible					

Tabla 2. Resultados a mediano plazo de otros tallos pulidos.

Autores	Tallo femoral	Número de caderas	Edad promedio al momento de cirugía (años)	Revisiones por aflojamiento mecánico femoral (%)	Seguimiento (años)
Fowler et al ⁶²	Exeter original	375	66.8	1.86	13.4
Wroblewski et al ⁸⁵	C-Stem	500	53.7	0	3.5
Williams et al ⁸⁶	Exeter Universal	325	67.5	0	10 a 12
Yates et al ⁸⁷	CPT	76	65.0	0	5
González Della Valle et al ³⁶	VerSys CT	73	69.0	0	6.1

formada por el vástago, el cemento, el hueso y sus interfaces. El peso corporal se transmite a través de 3 fases (metal, cemento y hueso) y 2 interfases (metal-cemento y cemento-hueso).⁸ De esta forma, la transmisión de carga está determinada por la interacción de las interfases, la geometría y propiedades estructurales de los implantes, del cemento y del hueso y por el peso y nivel de actividad del individuo.²²⁻²⁵

Planificación preoperatoria

El examen radiográfico debe incluir:

- Radiografía de pelvis en proyección anteroposterior centrada en la sínfisis del pubis, sin rotación pélvica.
- Radiografía de la cadera afectada en proyección lateral.

La proyección anteroposterior se obtiene con el paciente en decúbito dorsal con rotación medial de cade-

ras de 10 a 15°, lo que permite una adecuada visualización del cuello femoral, el que tiene una anteversión natural de 10 a 15°. *Una radiografía con las caderas en rotación lateral subestima la longitud del cuello femoral y el «offset», atentando contra una planificación precisa.*^{26,27}

Si el aparato de rayos se encuentra a una distancia de un metro y la placa radiográfica se aloja 5 cm por debajo de la mesa, la magnificación se aproximará al 20% ± 6 (2SD).²⁸ La magnificación es directamente proporcional a la distancia entre la pelvis ósea y la placa radiográfica. Por ello, será ligeramente mayor en individuos obesos y menor en individuos delgados. En aquellos pacientes en los que se requiere una magnificación precisa, se utiliza un marcador radioopaco de tamaño conocido a nivel de la cadera a operar.

Los objetivos generales de la planificación del componente femoral son:

Tabla 3. Fallas con tallos de superficie rugosa o precubiertos (precoat).

Autores	Tallo femoral	Número de caderas	Edad promedio al momento de cirugía (años)	Revisiones por aflojamiento mecánico femoral (%)	Seguimiento (años)
Callaghan et al ⁸⁸	Iowa Precoat	131	68	6.1	8 a 9
Sporer et al ⁸⁹	Iowa Precoat	45	< 50	18	5 a 10
Dowd et al ⁹⁰	Harris Precoat	154	70	13.6	6.3
Kawate et al ⁹¹	Harris Precoat	55	67	5.5	8
Cannestra et al ⁶⁷	Iowa grit blasted	82	69	1.2	5.5
Sylvain et al ⁹²	Centralign Precoat	84	61.4	11	2.9
Ong et al ⁹³	Harris Design-2	192	59	4.16	13.5
Ong et al ⁹³	Harris Precoat	429	55	10	8.4
Sánchez Sotelo et al ⁹⁴	Harris Design-2	249	66	7	10 a 20
Grose et al ⁶⁸	Spectron EF	20	62	25	5.2

Tabla 4: Estudios que comparan resultados clínicos de artroplastías de cadera con tallos femorales cementados de distintas superficies.

Autores/año	Tallo	Seg. (años)	Número de revisiones por aflojamiento mecánico/número de artroplastías de cadera del último seguimiento				p	Geometría del tallo
			Pulidos	Lisos	Rugosos	Precoat		
Middleton et al 1998 ⁷⁴	Exeter	6 a 12	0/36		6/17		-	Idéntica
Howie et al 1998 ⁷²	Exeter	≥ 9	0/20		4/20		-	Idéntica
Collis et al 1998 ⁷⁰	T-28 vs TR 28	10.76	4/209 (*)		5/227 (*)		-	Similar
Sporer et al 1999 ⁷⁵	Iowa	9.75	2/36		7/45		< 0.05	Idéntica
Meding et al 2000 ⁷³	T-28 vs TR-28	11.6	42/378 (**)	22/171 (**)			> 0.05	Similar
Collis et al 2002 ⁶⁹	Iowa	5.65	0/99		4/83		0.05	Similar
Hinrichs et al 2003 ⁷¹	Marburg	8.25		12/220 (***)	26/343 (***)		-	Idéntica
Vail et al 2003 ⁷⁸	Luster vs Endurance	4.8	0/113		0/113		>0.05	Idéntica
Vaughn et al 2003 ⁷⁶	VerSys satin vs precoated	< 2		0/112		4/88	< 0.05	Idéntica
Rasquinha et al 2004 ⁷⁷	Ranawat	6.6		1/112	0/111		> 0.05	Idéntica
González Della Valle et al 2005 ¹⁰	Burnstein Interlok VerSys satin vs rough	5.5		0/138	6/64		< 0.05	Idéntica

(*) Ningún tallo T-28 (pulido) flojo presentaba osteólisis femoral; 3 de 5 tallos TR-28 (rugoso) flojos demostraban osteólisis femoral significativa. El grupo de los tallos T-28 tenía un seguimiento 5 años mayor al grupo de los tallos TR-28.

(**) Aflojamiento radiográfico en 42 de 378 (11.1%) tallos T-28(pulido) v 27 de 171 (15.8%) tallos TR-28 (rugoso) (p = 0.03).

(***) Mayor osteólisis femoral en el grupo de superficie rugosa (estadísticamente significativo).

- Obtener un implante con adecuado alineamiento y fijación en el canal femoral.
- Restaurar el *offset*.
- Igualar la longitud de miembros.

Luego de planificar el componente acetabular y determinar el nuevo centro de rotación del cotilo, se elige el tamaño del vástago femoral. Éste debe contemplar un manto de cemento circunferencial de 2 mm, el que está generalmente marcado en la plantilla (*Figura 2*).²⁶

La plantilla femoral se desplaza proximal o distalmente, centrada en el canal, hasta lograr la altura que permite igualar la longitud de los miembros (*Figura 3*). Se marca en la radiografía de frente y de perfil la entrada en la fosa piriforme, siguiendo el eje del vástago protésico (*Figura 4*).²⁹

Se debe restablecer el *offset* de la cadera. Si el centro de rotación de la cabeza protésica es medial con respecto al del cotilo en las plantillas, se generará un incremento del *offset* en la reconstrucción. En el caso opuesto, el *offset* disminuirá.

En los pacientes con coxartrosis severa, las radiografías pueden mostrar la cadera en rotación lateral debido a la contractura asociada. Si el cirujano no advierte este problema, puede subestimar el *offset* femoral durante el plantillado. En esos casos, se puede estimar el *offset* del componente femoral utilizando la cadera contralateral si ésta fuera sana.

Una vez posicionada la plantilla femoral de tamaño, *offset* y altura adecuados, se marca en la radiografía el nivel y ángulo de corte del cuello femoral, junto con el centro de rotación de la nueva cabeza protésica.

Posteriormente, se realizan las siguientes mediciones, las cuales deben ser reproducidas durante la cirugía.

- Distancia entre el ángulo proximal del trocánter menor y la osteotomía del cuello del fémur.
- Distancia entre el ángulo proximal del trocánter menor y el centro de la cabeza femoral protésica. Este cálculo confirma la adecuada longitud de miembros.
- Distancia entre la cortical medial del calcar y la porción medial del vástago a la altura del corte del cuello femoral. Esta longitud estima la alineación del tallo en el plano frontal. Si la distancia es menor a la planificada, el tallo se encuentra en varo y si es mayor, en valgo (*Figura 3*).²⁶

Finalmente, se mide el diámetro del centralizador distal y se calcula el tamaño del tapón femoral.

Con el objetivo de lograr mayor precisión durante la planificación, es conveniente confirmar las mediciones obtenidas con la cadera opuesta, contemplando una eventual alteración real o aparente de la longitud del miembro por distintas causas, como patologías de columna, contractura en flexión de caderas o fracturas del miembro pélvico.

En nuestra experiencia, se puede predecir el tamaño de la prótesis (± 1 tamaño) en el 99.2% de los casos.²⁷ Esto facilita el trabajo en el quirófano y disminuye el tiempo operatorio, ya que el enfermero circulante puede tener los implantes disponibles antes de la cirugía.

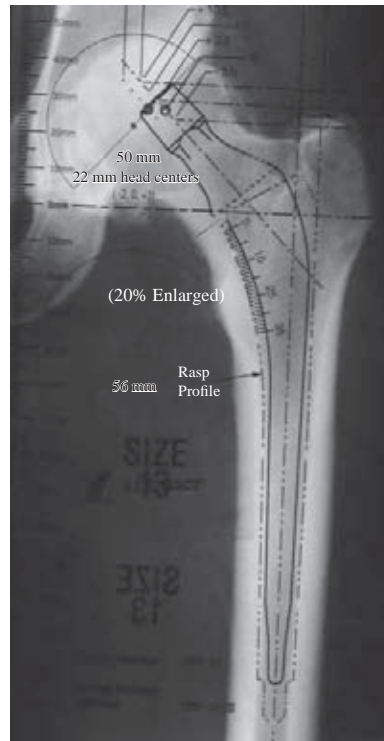


Figura 2. El tamaño, orientación y *offset* del vástago femoral elegido restaura la longitud de miembros *offset* de la cadera y permite un manto de cemento circunferencial de 2 mm contemplado en la plantilla.

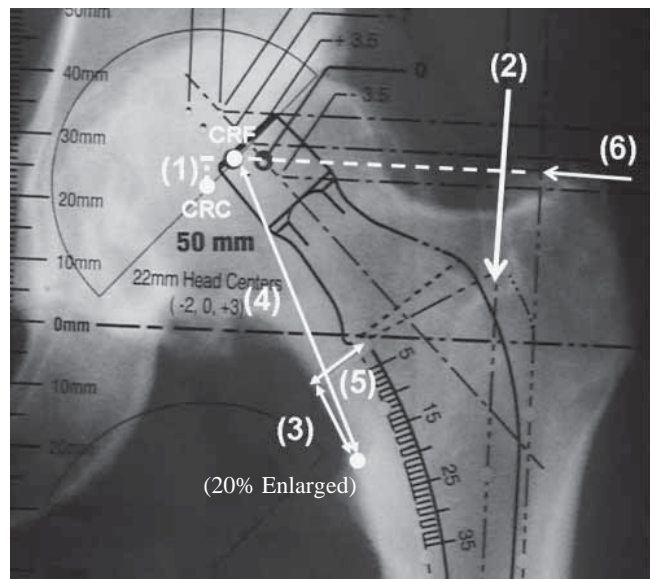


Figura 3. En presencia de acortamiento secundario a la osteoartritis, la plantilla femoral debe posicionarse de tal manera que el centro de rotación de la cabeza femoral protésica (CRF) se encuentre proximal al centro de rotación del cotilo (CRC) planificado. La diferencia de altura entre ambos centros de rotación (1) corresponde al alargamiento deseado. Se marca el sitio de entrada en el fémur proximal (2). Se miden las distancias desde el ángulo proximal del trocánter menor al corte del cuello femoral (3) y desde el ángulo proximal del trocánter menor al CRF (4). La distancia entre la porción más medial del calcar y la porción medial del tallo a la altura del corte de cuello femoral (5) guía el alineamiento del vástago en el plano frontal (varo-valgo). La altura de inserción del vástago femoral puede confirmarse comparando la altura del CRF con el extremo proximal del trocánter mayor (6).

Precalentamiento del polímetro de cemento y del vástago femoral

La planificación preoperatoria permite seleccionar y precalentar el componente femoral y el polímero del cemento (Simplex P) a aproximadamente 44 °C, en un horno vecino al quirófano.

Durante los últimos 20 años hemos precalentado el vástago y el polímetro de cemento rutinariamente, sin encontrar consecuencias negativas en el resultado clínico y radiográfico en más de 8,000 artroplastías de cadera operadas.

El precalentamiento del cemento y vástago presenta las siguientes ventajas:^{4,30-32}

- Disminución de la porosidad del cemento en la interfase metal-cemento.
- Aceleración del tiempo de polimerización con disminución del tiempo operatorio, sin afectar las propiedades mecánicas del cemento.

El fraguado normal (12 a 13 minutos) disminuye entre 6 y 7 minutos con el precalentamiento del polímero y vástago femoral a la temperatura descrita, por lo que el tiempo de cirugía se acorta a expensas de la etapa femoral, en un momento crítico de la cirugía en el que ocurre máxima trombogénesis.³³⁻³⁵

Se estima que el costo de utilización de un quirófano es de alrededor de \$100 por minuto. Son evidentes los beneficios de un menor tiempo de cirugía cuando tenemos en

cuenta que un cirujano ortopédico que opera 100 artroplastías de cadera anuales puede ahorrar 10 horas de espera durante el fraguado del cemento.

Por otra parte, la reducción del tiempo de polimerización del cemento disminuye el riesgo de movimiento del vástago en el manto de cemento previo al fraguado.

El precalentamiento del polímero y del vástago debe ser implementado con cautela, teniendo en cuenta las posibles complicaciones de un fraguado prematuro. Se le recomienda únicamente a cirujanos y equipos quirúrgicos experimentados y eficientes. Se sugiere iniciar el precalentamiento con temperaturas entre 38 y 40 °C hasta que el equipo quirúrgico se sienta cómodo con el procedimiento.

Técnica quirúrgica

Una adecuada exposición quirúrgica es aquella en la que se visualiza el fémur proximal y el ángulo proximal del trocánter menor con protección de las partes blandas.

Se debe evitar el contacto del instrumental con la piel, lo que disminuirá el riesgo de colonización del canal femoral por bacterias provenientes de la epidermis. El daño muscular durante la cirugía, especialmente del glúteo medio, puede producir osificación heterotópica. Así mismo, los desechos óseos generados durante el corte del cuello femoral y los restos intramedulares extravasados durante el trabajo femoral aumentan el riesgo de osificación heterotópica, por lo que se recomienda remover continuamente dichas partículas mediante lavado y aspiración.

Los instrumentos que utilizamos para la exposición femoral por un abordaje posterolateral son (Figura 5):

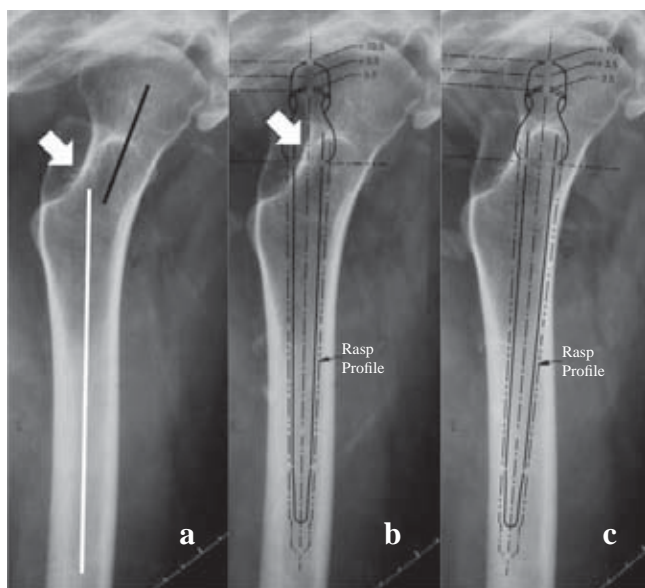


Figura 4. a) Al iniciar el trabajo femoral, la apertura del fémur proximal debe realizarse vecino a la fosa piriforme (flecha). Esto permite alinear el vástago con el eje del canal femoral (línea blanca) en el plano sagital. La línea negra representa el eje del cuello femoral en una cadera con displasia severa. b) Correcta alineación de la plantilla femoral en el plano sagital. c) Una entrada al canal femoral excesivamente anterior, siguiendo el centro del cuello femoral, resulta en mala alineación de las fresas y del vástago femoral, lo que puede predisponer a una fractura y/o a un manto de cemento incompleto.

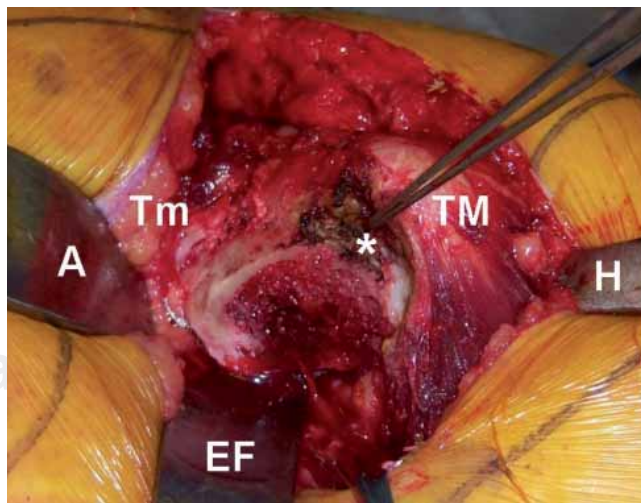


Figura 5. La exposición del fémur proximal para el trabajo femoral por un abordaje posterior se logra mediante el uso de un elevador femoral (EF) en la pared anteromedial del cuello; una palanca de Aufranc (A) en la pared medial y una palanca de Hohmann (H) que protege el trocánter mayor (TM) y la musculatura abductora. Una buena exposición permite la visualización de la fosa piriforme (asterisco) y del trocánter menor (Tm).

- Elevador femoral en posición anteromedial con respecto al cuello femoral.
- Retractor de Aufranc en la porción medial del cuello (permite visualizar el ángulo proximal del trocánter menor).
- Retractor «corona» para protección del músculo glúteo medio.

Después de la exposición, se efectúa el corte de cuello femoral, previa verificación de las mediciones de altura e inclinación de dicho corte y distancia entre ángulo proximal del trocánter menor y centro de rotación de la cabeza femoral protésica, obtenidas durante el plantillado.

Posteriormente, se resecan los osteófitos anteriores en el cuello femoral, los que podrían generar un «pinzamiento» anterior postoperatorio con riesgo de luxación posterior de la cadera.

A continuación, el trabajo femoral se inicia con un osteótomo tipo «cajón». El punto de entrada es ligeramente posterior, a nivel de la fosa piriforme.²⁹ Posteriormente, se usa un instrumento para la localización del canal femoral. El trabajo femoral debe lograr un manto de cemento circunferencial y homogéneo (*Figura 4*). En pacientes con enfermedad de Paget, osteopetrosis, fractura u osteotomía femoral proximal consolidadas, puede requerirse una fresa de alta velocidad para localizar el canal del fémur y evitar una falsa vía.

Nosotros preferimos limitar el uso de fresas en el trabajo femoral. Las rasps compactan progresivamente el hueso esponjoso contra el hueso cortical en el interior del canal y limitan la remoción innecesaria de hueso (*Figura 6*). El tamaño del vástago femoral definitivo se decide durante la cirugía teniendo en cuenta lo planificado y la percepción de la calidad ósea durante el impactado de las rasps.

Luego de insertar la raspa definitiva, se utiliza la fresa de calcar para aplanar el nivel del corte del cuello femoral; se colocan cuello y cabeza modulares de prueba. Antes de la reducción de prueba, se verifican las mediciones obtenidas durante el plantillado (*Figura 7*). Debe evitarse el uso de cabezas modulares largas que descubran el cono Morse o que utilicen extensiones tipo «falda», ya que disminuyen el rango de movilidad y predisponen a inestabilidad (*Figura 8*). Luego de retirar la raspa, se mide el tamaño del centralizador distal.

El tapón se introduce *lentamente, en un canal femoral seco*. Debe alcanzar una profundidad de alrededor de 2 cm distal al extremo del vástago femoral. Una inadecuada aspiración del contenido intramedular y/o una rápida introducción del tapón pueden forzar aire y/o médula ósea a la circulación venosa y causar complicaciones cardiopulmonares. La buena fijación del tapón es fundamental para lograr una adecuada presurización de cemento. Si el tapón es inestable, se debe retirar y reemplazar por uno de diámetro mayor o bloquear la migración distal del mismo con un tornillo o clavillo de Kirschner temporal que puede ser introducido en forma percutánea inmediatamente distal al tapón.

Antes de la inyección de cemento, se debe lavar y aspirar el contenido del canal medular. Cuando se uti-

liza anestesia hipotensora y el miembro se encuentra en máxima flexión y rotación medial, el canal se mantiene limpio y seco. No utilizamos cepillos de plástico durante la preparación femoral ya que remueven el hueso innecesariamente.

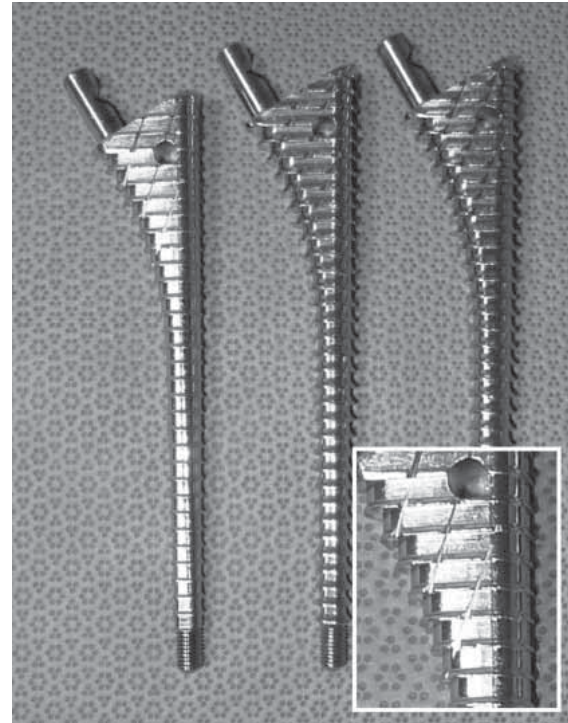


Figura 6. Las rasps con dientes lisos (detalle) actúan compactando el hueso esponjoso contra la cortical del fémur y disminuyen la remoción innecesaria de hueso.

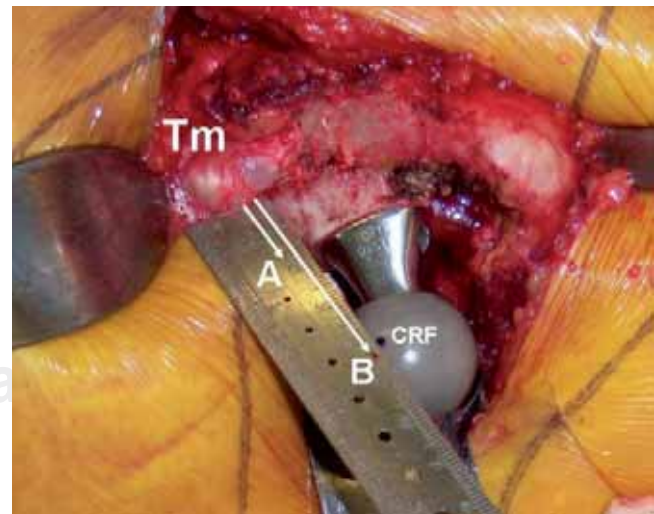


Figura 7. Con el vástago y la cabeza femoral de prueba, se verifican las mediciones desde el extremo proximal del trocánter menor (Tm), obtenidas durante el plantillado. A: distancia al corte del cuello; B: distancia al centro de rotación femoral (CRF). Si fuera necesario, se pueden modificar el *offset* y la longitud del miembro seleccionando un tallo de prueba de diferente *offset* y/o cambiando la longitud de la cabeza de prueba.

Preferimos presurizar la columna de cemento con la pistola de cementación ocluyendo el fémur proximal con el dedo pulgar.³⁶ De esta manera, el cirujano puede percibir las oscilaciones de presión en la columna de cemento. La presión de presurización debe mantenerse elevada durante un lapso de tiempo para que permita la interdigitación del cemento viscoso dentro del hueso esponjoso. Aumentos de presión intramedulares breves no permiten dicha interdigitación.

La introducción del vástago debe efectuarse lentamente, sin modificar rotación ni alineamiento; el orificio del canal femoral debe permanecer ocluido por el pulgar del cirujano. Este gesto ayuda a mantener elevada la presión de la columna de cemento y mejora las condiciones para la interdigitación.^{5,6} Ocasionalmente, se puede observar cemento en las venas del fémur proximal en la radiografía postoperatoria, lo que demuestra la significativa presurización obtenida.³⁷ Los vástagos de geometría cónica generan una mayor presión intramedular, ya que a medida que se introducen en el canal disminuyen el espacio disponible para la salida de cemento por el orificio femoral proximal.^{5,6}

Se mantiene la posición del vástago hasta la completa polimerización del cemento y se impacta la cabeza protésica definitiva en un cono Morse limpio y seco para evitar la corrosión de la interfase.

Trombogénesis durante el trabajo femoral y trombopprofilaxis multimodal

La posición del miembro pélvico en abducción, flexión y rotación medial máximas durante el trabajo femoral genera oclusión venosa, *estasis* sanguínea, potencial *lesión endotelial* y exposición del subendotelio. Todos estos fenómenos junto con el pasaje del contenido *procoagulante* endomedular a la circulación venosa generan una activación de la cascada de la coagulación y del proceso de trombogénesis.^{33-35,38-41} Por ello, se recomienda remover continuamente el contenido intramedular mediante lavado y aspiración y minimizar el tiempo en el que el miembro se encuentra en posición de rotación máxima, para disminuir el riesgo de los trastornos venosos señalados con anterioridad.⁴²⁻⁴⁴

En un estudio realizado por nosotros sobre 19 pacientes⁴⁵ a quienes se les realizó una artroplastía de cadera bilateral simultánea, se demostró que la disminución de la saturación de oxígeno en la arteria pulmonar detectada luego de la reducción de la cadera protésica era directamente proporcional al tiempo en el que el miembro se mantenía en flexión y rotación medial. Cambios en la posición del miembro durante el trabajo femoral influyeron en el volumen total de sangre no saturada detectada en la circulación pulmonar. Si el muslo se mantenía en flexión y rotación medial durante todo el trabajo femoral, la caída de la saturación de oxígeno era mayor

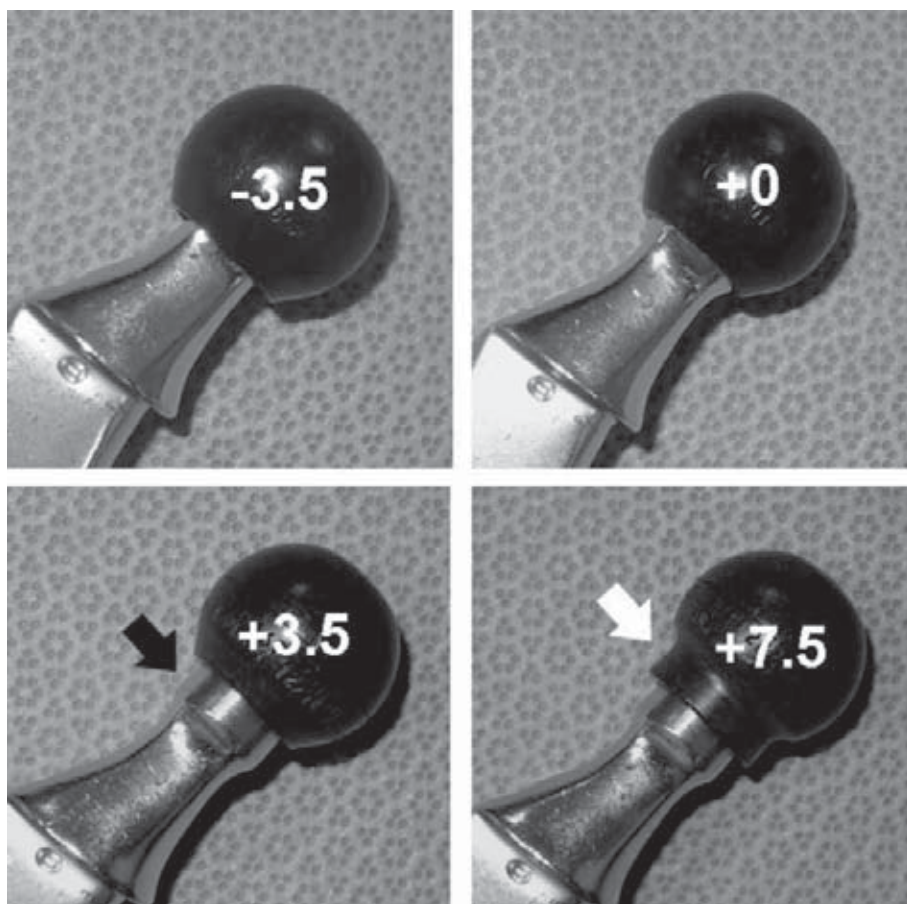


Figura 8. El cirujano debe intentar utilizar cabezas protésicas con la mejor relación cuello-cabeza. Debe limitarse el uso de las cabezas modulares largas que descubran el cono Morse (flecha blanca) o que utilicen extensiones tipo «falda» (flecha negra).

que cuando se disminuía el tiempo de trabajo femoral con posición máxima de rotación del miembro. Esto último se logra alternando la posición extrema de rotación con otras más fisiológicas. La reducción del tiempo de ectasia venosa colabora a prevenir la enfermedad tromboembólica.

Nuestros estudios clínicos y de laboratorio durante los últimos 35 años han colaborado en el entendimiento de la patogenia de la enfermedad tromboembólica asociada al reemplazo de cadera.⁴⁶ Durante la cirugía existe un aumento del riesgo de trombosis debido a la activación de los tres pilares de la triada de Virchow: estasis venosa, daño endotelial e hipercoagulabilidad.⁴⁷ La activación máxima de la coagulación ocurre durante el trabajo femoral por los mecanismos previamente descritos.⁴⁸ Con el objetivo de combatir estos tres pilares y disminuir el riesgo de tromboembolismo hemos perfeccionado un protocolo de tromboprofilaxis «multimodal» que implementa gestos médicos antes, durante y después de la cirugía. *Antes de la cirugía*, determinamos el riesgo de tromboembolismo de cada paciente basados en la historia clínica, presencia de factores de riesgo y en ocasiones mediante la investigación de factores genéticos procoagulantes.⁴⁹ También recomendamos la donación de una unidad de sangre autóloga, lo que disminuye el riesgo de trombosis venosa profunda y embolia pulmonar.⁵⁰ *Durante la cirugía*, utilizamos anestesia epidural hipotensiva que reduce el riesgo de tromboembolismo y permite realizar la cirugía rápidamente con mínimo sangrado.⁵¹ Administramos heparina sódica no fraccionada intravenosa en bolo antes del trabajo femoral (10 U/kg) para suprimir la activación de la cascada de la coagulación. *Después de la cirugía*, combatimos la estasis venosa utilizando dispositivos de compresión neumática intermitente y recomendando vigorosos ejercicios de flexo-extensión de tobillos. Los pacientes se paran y comienzan a caminar al día siguiente de la cirugía. En pacientes sin factores de riesgo que cumplan con todas estas medidas profilácticas, recomendamos aspirina (325 mg cada 12 horas) por seis semanas como profilaxis farmacológica. Reservamos el uso de warfarina para pacientes con riesgo elevado o para aquellos que por razones clínicas la utilizaban previamente. En pacientes con riesgo extremadamente elevado, utilizamos un filtro de vena cava inferior preoperatorio. Con este protocolo, las incidencias de tromboembolismo (embolia pulmonar: 0.6%) y mortalidad durante los primeros 90 días postoperatorios (0.05%) están entre las más bajas reportadas en la literatura médica hasta la fecha.⁵²

Preferencia por el vástago femoral cementado con superficie de terminación pulida

Los vástagos femorales cementados tienen diferentes superficies de terminación y texturas, con un rango que va desde implantes pulidos espejo a aquellos de superficie rugosa.

La estabilidad de un vástago pulido dentro del manto de cemento es provista por el contacto íntimo de las dos superficies sin interdigitación. Por el contrario, el vástago rugoso genera una unión mecánica más fuerte debido a que el ce-

mento se interdigita en la superficie rugosa del implante.^{25,53} Los vástagos con recubrimiento de polimetilmetacrilato o «precoat» forman una unión química con el manto de cemento^{54,55} en condiciones ideales de cementación.⁵⁶

En los vástagos pulidos, la transferencia de carga genera micromovilidad permitida por una interfase sin adherencia.⁵⁷⁻⁶⁰ Esta micromovilidad sin producción de partículas de desgaste en la interfase metal-cemento, protege a la interfase cemento-hueso.

En los vástagos de superficie rugosa, donde el cemento se interdigita en la rugosidad del implante logrando una unión mecánica firme, las fuerzas de tensión, compresión y cizallamiento se transfieren directamente a la interfase metal-cemento. Dado que esta interfase no genera micromovilidad, la transferencia de carga se traslada a la interfase cemento-hueso, con un incremento en el riesgo de aflojamiento protésico precoz.

Los vástagos pulidos de Charnley y Exeter mostraron excelentes resultados (*Tablas 1 y 2*) aun en presencia de hundimiento.^{61,62} Otros implantes pulidos también han demostrado tener buenos resultados con seguimiento a mediano y largo plazo, incluyendo los tallos CPT, C Stem, VerSys CT y Heritage (*Tabla 2*).

El vástago de Charnley sufrió modificaciones en su superficie y en la modularidad de la cabeza protésica. Las versiones modificadas de los vástagos Charnley mostraron resultados variables. Dall y cols.⁶³ estudiaron la evolución clínica y radiográfica de 264 vástagos de Charnley de primera generación y 402 de generaciones subsiguientes con un seguimiento entre 4 y 17 años. A pesar de haber hallado menor prevalencia de fracturas del vástago en las prótesis de Charnley de última generación (0.5 vs 4.1% de las de primera generación), encontraron un menor índice de aflojamiento aséptico del componente femoral con el diseño original (3.1 vs 11.4%). Concluyen los autores que los cambios en la geometría y en la superficie de terminación afectaron negativamente la calidad de la fijación. Walton y cols.⁶⁴ comunicaron una tasa de revisión por aflojamiento mecánico de 3.75% y un índice de aflojamiento radiográfico de 16.4% en 168 vástagos femorales Elite Plus (diseño de Charnley modular, superficie no pulida, con centralizador distal), con un seguimiento promedio de 6.4 años.

Desde inicios de los años 90, se empezó a tomar conciencia del rol de la superficie de terminación en el comportamiento clínico de los vástagos cementados.^{63,65,66} Gardiner y Hozack⁶⁵ observaron 9 casos de aflojamiento aséptico con vástagos porosos Harris y 8 casos con vástagos de superficie rugosa, con un seguimiento promedio de 37 meses. Todos los pacientes que fallaron lo hicieron a expensas de la interfase cemento-hueso. Postularon que el fortalecimiento de la interfase metal-cemento aumenta la transferencia de carga a la interfase cemento-hueso. Esto puede generar una falla temprana de esa interfase. Los vástagos con una unión metal-cemento firme necesitarían una excelente calidad de interdigitación en la interfase cemento-hueso para lograr resultados favorables a largo plazo.⁶⁷

Otra forma de aflojamiento de los vástagos de superficie rugosa consiste en la falla de la interfase metal-cemento, con la producción de partículas de cemento y metal que generan osteólisis femoral rápidamente progresiva.^{9,10,68}

En Hospital for Special Surgery, hemos estudiado⁶⁸ una serie consecutiva de 34 pacientes que recibieron una artroplastia de cadera con un vástago cementado rugoso Spectron EF (Coeficiente de rugosidad [Ra] = 1.8 μm). Quince por ciento requirieron cirugía de revisión por aflojamiento aséptico y osteólisis femoral severa, luego de un seguimiento promedio de sólo 6 años.

Para determinar con precisión el rol de la superficie de terminación en la sobrevida de los vástagos femorales es necesario comparar implantes con geometría idéntica. Once estudios comparan la evolución clínica y radiográfica de tallos cementados de disímil superficie, pero con geometría semejante (Tabla 4). De estos estudios^{10,69-76} nueve reportaron resultados superiores con los vástagos de superficie pulida y sólo dos trabajos^{77,78} no mostraron diferencias con seguimiento promedio de 5⁷⁸ y 6⁷⁷ años.

Nuestra experiencia con los vástagos cementados de superficie rugosa en Hospital for Special Surgery ha sido desalentadora, por lo que su uso en el servicio ha desaparecido. En 2005, comparamos los resultados clínicos radiológicos de 64 artroplastias de cadera con vástagos rugosos VerSys (Ra: 2-2.5 μm) (grupo 1) y 138 con vástagos de superficie de terminación lisa VerSys (Ra: 0.5 μm) (grupo 2), con un seguimiento de 4 a 7 años. Todos los procedimientos se realizaron por un único cirujano (EAS), utilizando la misma técnica quirúrgica, copa acetabular, tipo de cemento y técnica de cementado. Siete artroplastias de cadera del grupo de vástagos rugosos y ninguna con vástago liso desarrollaron aflojamiento mecánico ($p = 0.0009$). Ocho de 64 vástagos rugosos y sólo 3 de 138 vástagos lisos presentaron demarcación radiológica en la interfase cemento hueso en las radiografías del último seguimiento ($p = 0.01$).¹⁰

El aflojamiento de los vástagos cementados de superficie rugosa en la interfase cemento-prótesis genera partículas de metal y cemento; se acompaña de cambios micro y macroscópicos en la superficie del implante flojo. Las partículas de desgaste y el movimiento del implante rugoso generan pérdida ósea rápidamente progresiva.^{9,10,66}

En un tercer estudio realizado por nosotros comparamos los hallazgos intraoperatorios y los implantes revisados en dos grupos de pacientes: 15 pacientes en los que se realizó una revisión por aflojamiento aséptico de un vástago rugoso Spectron EF y 9 pacientes con vástagos Spectron EF fijos revisados por infección profunda o luxación recidivante.⁶⁸ El seguimiento promedio de los casos de aflojamiento mecánico fue de 6.8 años (rango 2.6-10.8). Siete presentaron osteólisis femoral severa y 2 pacientes una fractura a través de una zona de osteólisis. Durante la cirugía de revisión, todos los vástagos con evidencia de hundimiento presentaron unaseudomembrana periprotésica con abundante depósito metálico. Los implantes flojos en la interfase cemento-prótesis presentaron pérdida de las rugosidades de su superficie

y pulido debido al frote con el manto de cemento circundante. Los 9 vástagos fijos revisados por infección profunda o luxación recidivante no mostraron estos cambios en la superficie.

Debido a esta revisión crítica de la literatura y a nuestra propia experiencia,^{8,9,10,36} consideramos que la superficie de terminación de los vástagos cementados debe ser lisa o en preferencia pulida, con un Ra menor a 0.5 μm .^{10,36}

A pesar de los resultados alentadores de los vástagos femorales no cementados a corto plazo, la gran mayoría de las publicaciones muestran que el índice de revisión de los vástagos cementados a largo plazo es menor que el de los no cementados.^{3,19} Por ello, la fijación femoral cementada con vástagos de superficie pulida continúa siendo nuestra primera elección.

Bibliografía

1. Charnley J: Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet* 1961; 1(7187): 1129-32.
2. Salvati EA, Wilson PD, Jr., Jolley MN, Vakili F, Aglietti P, Brown GC: A ten-year follow-up study of our first one hundred consecutive Charnley total hip replacements. *J Bone Joint Surg Am* 1981; 63: 753-67.
3. Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Soderman P. The swedish total hip replacement register. *J Bone Joint Surg Am* 2002; 84-A Suppl 2: 2-20.
4. Parks ML, Walsh HA, Salvati EA, Li S: Effect of increasing temperature on the properties of four bone cements. *Clin Orthop* 1998; 355: 238-48.
5. Churchill DL, Incavo SJ, Uroskie JA, Beynon BD: Femoral stem insertion generates high bone cement pressurization. *Clin Orthop Relat Res* 2001; 393: 335-44.
6. Dayton MR, Incavo SJ, Churchill DL, Uroskie JA, Beynon BD: Effects of early and late stage cement intrusion into cancellous bone. *Clin Orthop Relat Res* 2002; 405: 39-45.
7. Furnes O, Lie SA, Havelin LI, Vollset SE, Engesaeter LB: Exeter and Charnley arthroplasties with Boneloc or high viscosity cement. Comparison of 1,127 arthroplasties followed for 5 years in the Norwegian Arthroplasty Register. *Acta Orthop Scand* 1997; 68: 515-20.
8. Comba F, González DVA, Salvati EA: The role of surface finish on the survivorship of cemented femoral stems for total hip arthroplasty. *Minerva Ortopedica e Traumatologica* 2005; 56: 65-79.
9. González DVA, Rana A, Nestor B, Bostrom M, Westrich G, Salvati EA: Metallic shedding and surface finish changes in the loose Spectron EF stem. *Clin Orthop* 2006; 442: 165-70.
10. González DVA, Zoppi A, Peterson MG, Salvati EA: A rough surface finish adversely affects the survivorship of a cemented femoral stem. *Clin Orthop Relat Res* 2005; 436: 158-63.
11. González DVA, Su E, Zoppi A, Sculco TP, Salvati EA: Wear and periprosthetic osteolysis in a match-paired study of modular and nonmodular uncemented acetabular cups. *J Arthroplasty* 2004; 19: 972-77.
12. González DVA, Zoppi A, Peterson MG, Salvati EA: Clinical and radiographic results associated with a modern, cementless modular cup design in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2004; 86-A: 1998-2003.
13. Ricci WM, Westrich GH, Lorei M, Cazzarelli JF, Pellicci PM, Sculco TP, Wilson PD, Jr: Primary total hip replacement with a noncemented acetabular component: minimum 5-year clinical follow-up. *J Arthroplasty* 2000; 15: 146-52.
14. Jones LC, Hungerford DS: Cement disease. *Clin Orthop Relat Res* 1987; 225: 192-206.
15. Dorr LD, Faugere MC, Mackel AM, Gruen TA, Bogner B, Malluche HH: Structural and cellular assessment of bone quality of proximal femur. *Bone* 1993; 14: 231-42.

16. González DVA, Bostrom M, Brause B, Harney C, Salvati EA. Effective bactericidal activity of tobramycin and vancomycin eluted from acrylic bone cement. *Acta Orthop Scand* 2001; 72: 237-40.
17. Salvati EA, Callaghan JJ, Brause BD, Klein RF, Small RD: Reimplantation in infection. Elution of gentamicin from cement and beads. *Clin Orthop* 1986; 207: 83-93.
18. Salvati EA, González DVA, Masri BA, Duncan CP: The infected total hip arthroplasty. *Instr Course Lect* 2003; 52: 223-45.
19. Garellick G, Kärrholm J, Rogmark C, Herberts P: Swedish hip arthroplasty register: annual report 2008. www.jru.orthop.gu.se. Department of Ortopaedics Sahlgrenska University Hospital. October 2009.
20. Rhinelander FW, Nelson CL, Stewart RD, Stewart CL: Experimental reaming of the proximal femur and acrylic cement implantation: vascular and histologic effects. *Clin Orthop Relat Res* 1979; 141: 74-89.
21. Reckling FW, Dillon WL: The bone-cement interface temperature during total joint replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1977; 59: 80-2.
22. Barrack RL: Early failure of modern cemented stems. *J Arthroplasty* 2000; 15: 1036-50.
23. Bully RL, Huo MH, Salvati E, Brien W, Bansal M: Titanium wear debris in failed cemented total hip arthroplasty. An analysis of 71 cases. *J Arthroplasty* 1992; 7: 315-23.
24. Crowninshield RD, Brand RA, Johnston RC, Pedersen DR: The otto aufranc award paper. An analysis of femoral prosthesis design: the effects on proximal femur loading. *Hip* 1981; 111-22.
25. Verdonshot N, Tanck E, Huiskes R: Effects of prosthesis surface roughness on the failure process of cemented hip implants after stem-cement debonding. *J Biomed Mater Res* 1998; 42: 554-59.
26. González DVA, Padgett DE, Salvati E: Preoperative planning for primary total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 2005; 13: 455-62.
27. González DVA, Slullitel G, Piccaluga F, Salvati EA: The precision and usefulness of preoperative planning for cemented and hybrid primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2005; 20(121): 51-8.
28. Clarke IC, Gruen T, Matos M, Amstutz HC: Improved methods for quantitative radiographic evaluation with particular reference to total-hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1976: 83-91.
29. Crawford RW, Psychoyios V, Gie G, Ling R, Murray D: Incomplete cement mantles in the sagittal femoral plane: an anatomical explanation. *Acta Orthop Scand* 1999; 70: 596-98.
30. Bishop NE, Ferguson S, Tepic S: Porosity reduction in bone cement at the cement-stem interface. *J Bone Joint Surg Br* 1996; 78: 349-56.
31. Dall DM, Miles AW, Juby G: Accelerated polymerization of acrylic bone cement using preheated implants. *Clin Orthop* 1986; 211: 148-50.
32. Iesaka K, Jaffe WL, Kummer FJ: Effects of preheating of hip prostheses on the stem-cement interface. *J Bone Joint Surg Am* 2003; 85-A: 421-27.
33. Salvati E, Sharrock NE, Westrich G, Potter H, González DVA, Sculco T: Nicholas Andry Award: Three decades of clinical, basic and applied research on thromboembolic disease after total hip arthroplasty. The rationale and clinical results of a multimodal prophylaxis protocol. *Clin Orthop* 2007; in press.
34. Salvati EA, González DVA: Thromboembolism following total hip replacement. *J Long Term Eff Med Implants* 2003; 13: 325-40.
35. Salvati EA, Sharrock NE, González DVA: Current concepts in the pathogenesis, diagnosis and multimodal prophylaxis of thromboembolic disease following total hip replacement. *Minerva Ortopedica e Traumatologica* 2003; 54: 381-401.
36. González DVA, Comba F, Zoppi A, Salvati EA: Favourable mid-term results of the VerSys CT polished cemented femoral stem for total hip arthroplasty. *Int Orthop* 2006; 30: 381-86.
37. González DVA, Piccaluga F, Alfie V, Salvati EA: Polymethylmethacrylate venogram after total hip arthroplasty. A report of six cases and review of the literature. *Hip International* 2003; 13: 184-88.
38. Binns M, Pho R: Femoral vein occlusion during hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1990; 255: 168-72.
39. Planes A, Vochelle N, Fagola M: Total hip replacement and deep vein thrombosis. A venographic and necropsy study. *J Bone Joint Surg Br* 1990; 72: 9-13.
40. Stamatakis JD, Kakkar VV, Sagar S, Lawrence D, Nairn D, Bentley PG: Femoral vein thrombosis and total hip replacement. *Br Med J* 1977; 2: 223-25.
41. Sharrock NE, Go G, Harpel PC, Ranawat CS, Sculco TP, Salvati EA: The John Charnley Award. Thrombogenesis during total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1995; 319: 16-27.
42. Christie J, Robinson CM, Singer B, Ray DC: Medullary lavage reduces embolic phenomena and cardiopulmonary changes during cemented hemiarthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1995; 77: 456-59.
43. Pitto RP, Hamer H, Fabiani R, Radespiel-Troeger M, Koessler M: Prophylaxis against fat and bone-marrow embolism during total hip arthroplasty reduces the incidence of postoperative deep-vein thrombosis: a controlled, randomized clinical trial. *J Bone Joint Surg Am* 2002; 84-A: 39-48.
44. Pitto RP, Koessler M, Draenert K: The John Charnley Award. Prophylaxis of fat and bone marrow embolism in cemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1998; 355: 23-34.
45. Sharrock N, Go G, Mayman D, Sculco TP: Decreases in pulmonary artery oxygen saturation during total hip arthroplasty. Variations using two leg positioning techniques. *J Arthroplasty* 2005; 20: 499-502.
46. Salvati E, Sharrock NE, Westrich G, Potter H, González DVA, Sculco TP: Nicholas Andry Award: Three decades of clinical, basic and applied research on thromboembolic disease after total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 2007; 444: 246-54.
47. Virchow R: Neuer fall von todlicher emboli der lungenarterie. *Arch Pathol Anat* 1856; 10: 225-8.
48. Sharrock NE, Go G, Harpel PC, Ranawat CS, Sculco TP, Salvati EA: The John Charnley Award: thrombogenesis during total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1995; 319: 16-27.
49. Salvati EA, González DVA, Westrich GH, Rana AJ, Specht L, Weksler BB, Wang P, Glueck CJ: The John Charnley Award: Heritable thrombophilia and development of thromboembolic disease after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2005; 441: 40-55.
50. Bae H, Westrich GH, Sculco TP, Salvati EA, Reich LM: The effect of preoperative donation of autologous blood on deep-vein thrombosis after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 2001; 83: 676-9.
51. Sharrock NE, Salvati EA: Hypotensive epidural anesthesia for total hip arthroplasty: a review. *Acta Orthop Scand* 1996; 67: 91-107.
52. González DVA, Serota A, Sorriaux G, Go G, Sharrock N, Sculco TP, Salvati E: Venous thromboembolism is rare after total hip arthroplasty with a multimodal prophylaxis protocol. *Clin Orthop Relat Res* 2006; 444: 146-53.
53. Crowninshield RD, Jennings JD, Laurent ML, Maloney WJ: Cemented femoral component surface finish mechanics. *Clin Orthop* 1998; 90-102.
54. Davies JP, Harris WH: Strength of cement-metal interfaces in fatigue: comparison of smooth, porous and precoated specimens. *Clin Mater* 1993; 12: 121-26.
55. Harris WH: Is it advantageous to strengthen the cement-metal interface and use a collar for cemented femoral components of total hip replacements? *Clin Orthop Relat Res* 1992: 67-72.
56. Shepard MF, Kabo JM, Lieberman JR: The Frank Stinchfield Award. Influence of cement technique on the interface strength of femoral components. *Clin Orthop Relat Res* 2000: 26-35.
57. Burke DW, O'Connor DO, Zalenski EB, Jasty M, Harris WH: Micromotion of cemented and uncemented femoral components. *J Bone Joint Surg Br* 1991; 73: 33-7.
58. Jasty M, Burke D, Harris WH: Biomechanics of cemented and cementless prostheses. *Chir Organi Mov* 1992; 77: 349-58.
59. Kärrholm J, Borssen B, Lowenhielm G, Snorrason F: Does early micromotion of femoral stem prostheses matter? 4-7-year stereoradiographic follow-up of 84 cemented prostheses. *J Bone Joint Surg Br* 1994; 76: 912-17.
60. Kuiper JH, Huiskes R: Friction and stem stiffness affect dynamic interface motion in total hip replacement. *J Orthop Res* 1996; 14: 36-43.
61. Berry DJ, Harmsen WS, Ilstrup DM: The natural history of debonding of the femoral component from the cement and its effect on long-term survival of Charnley total hip replacements. *J Bone Joint Surg Am* 1998; 80: 715-21.
62. Fowler JL, Gie GA, Lee AJ, Ling RS: Experience with the Exeter total hip replacement since 1970. *Orthop Clin North Am* 1988; 19: 477-89.
63. Dall DM, Learmonth ID, Solomon MI, Miles AW, Davenport JM: Fracture and loosening of Charnley femoral stems. Comparison bet-

- ween first-generation and subsequent designs. *J Bone Joint Surg Br* 1993; 75: 259-65.
64. Walton NP, Darrah C, Shepstone L, Donell ST, Phillips H: The Elite Plus total hip arthroplasty: The need for radiological surveillance. *J Bone Joint Surg Br* 2005; 87: 458-62.
65. Gardiner RC, Hozack WJ: Failure of the cement-bone interface. A consequence of strengthening the cement-prosthesis interface? *J Bone Joint Surg Br* 1994; 76: 49-52.
66. Howell JR, Jr., Blunt LA, Doyle C, Hooper RM, Lee AJ, Ling RS. *In vivo* surface wear mechanisms of femoral components of cemented total hip arthroplasties: The influence of wear mechanism on clinical outcome. *J Arthroplasty* 2004; 19: 88-101.
67. Cannestra VP, Berger RA, Quigley LR, Jacobs JJ, Rosenberg AG, Galante JO: Hybrid total hip arthroplasty with a precoated offset stem. Four to nine-year results. *J Bone Joint Surg Am* 2000; 82: 1291-99.
68. Grose A, González DVA, Bullough P, Lyman S, Tomek I, Pellicci P: High failure rate of a modern, proximally roughened, cemented stem for total hip arthroplasty. *Int Orthop* 2006; 30: 243-47.
69. Collis DK, Mohler CG: Comparison of clinical outcomes in total hip arthroplasty using rough and polished cemented stems with essentially the same geometry. *J Bone Joint Surg Am* 2002; 84-A: 586-92.
70. Collis DK, Mohler CG: Loosening rates and bone lysis with rough finished and polished stems. *Clin Orthop* 1998; 113-22.
71. Hinrichs F, Kuhl M, Boudriot U, Griss P: A comparative clinical outcome evaluation of smooth (10-13 year results) versus rough surface finish (5-8 year results) in an otherwise identically designed cemented titanium alloy stem. *Arch Orthop Trauma Surg* 2003; 123: 268-72.
72. Howie DW, Middleton RG, Costi K: Loosening of matt and polished cemented femoral stems. *J Bone Joint Surg Br* 1998; 80: 573-6.
73. Meding JB, Nassif JM, Ritter MA: Long-term survival of the T-28 versus the TR-28 cemented total hip arthroplasties. *J Arthroplasty* 2000; 15: 928-33.
74. Middleton RG, Howie DW, Costi K, Sharpe P: Effects of design changes on cemented tapered femoral stem fixation. *Clin Orthop* 1998; 47-56.
75. Sporer SM, Callaghan JJ, Olejniczak JP, Goetz DD, Johnston RC: The effects of surface roughness and polymethylmethacrylate precoating on the radiographic and clinical results of the Iowa hip prosthesis. A study of patients less than fifty years old. *J Bone Joint Surg Am* 1999; 81: 481-92.
76. Vaughn BK, Fuller E, Peterson R, Capps SG: Influence of surface finish in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2003; 18: 110-5.
77. Rasquinha VJ, Ranawat CS, Dua V, Ranawat AS, Rodríguez JA: A prospective, randomized, double-blind study of smooth versus rough stems using cement fixation: Minimum 5-year follow-up. *J Arthroplasty* 2004; 19: 2-9.
78. Vail TP, Goetz D, Tanzer M, Fisher DA, Mohler CG, Callaghan JJ: A prospective randomized trial of cemented femoral components with polished versus grit-blasted surface finish and identical stem geometry. *J Arthroplasty* 2003; 18: 95-102.
79. McCoy TH, Salvati EA, Ranawat CS, Wilson PD, Jr: A fifteen-year follow-up study of one hundred Charnley low-friction arthroplasties. *Orthop Clin North Am* 1988; 19: 467-76.
80. Wroblewski BM, Fleming PA, Siney PD: Charnley low-frictional torque arthroplasty of the hip. 20-to-30 year results. *J Bone Joint Surg Br* 1999; 81: 427-30.
81. Wroblewski BM, Siney PD, Fleming PA: Charnley low-frictional torque arthroplasty in patients under the age of 51 years. Follow-up to 33 years. *J Bone Joint Surg Br* 2002; 84: 540-3.
82. Berry DJ, Harmsen WS, Cabanela ME, Morrey BF: Twenty-five-year survivorship of two thousand consecutive primary Charnley total hip replacements: factors affecting survivorship of acetabular and femoral components. *J Bone Joint Surg Am* 2002; 84-A: 171-7.
83. Older J: Charnley low-friction arthroplasty: a worldwide retrospective review at 15 to 20 years. *J Arthroplasty* 2002; 17: 675-80.
84. Callaghan JJ, Templeton JE, Liu SS, Pedersen DR, Goetz DD, Sullivan PM, Johnston RC: Results of Charnley total hip arthroplasty at a minimum of thirty years. A concise follow-up of a previous report. *J Bone Joint Surg Am* 2004; 86-A: 690-5.
85. Wroblewski BM, Siney PD, Fleming PA: Triple taper polished cemented stem in total hip arthroplasty: rationale for the design, surgical technique, and 7 years of clinical experience. *J Arthroplasty* 2001; 16: 37-41.
86. 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. *J Bone Joint Surg Br* 2002; 84: 324-34.
87. Yates P, Gobel D, Bannister G: Collarless polished tapered stem: clinical and radiological follow-up over 5 years. *J Arthroplasty* 2002; 17: 189-95.
88. Callaghan JJ, Tooma GS, Olejniczak JP, Goetz DD, Johnston RC: Primary hybrid total hip arthroplasty: an interim followup. *Clin Orthop* 1996; 118-25.
89. Sporer SM, Callaghan JJ, Olejniczak JP, Goetz DD, Johnston RC: Hybrid total hip arthroplasty in patients under the age of fifty: a five- to ten-year follow-up. *J Arthroplasty* 1998; 13: 485-91.
90. Dowd JE, Cha CW, Trakru S, Kim SY, Yang IH, Rubash HE: Failure of total hip arthroplasty with a precoated prosthesis. 4- to 11-year results. *Clin Orthop* 1998; 123-36.
91. Kawate K, Ohmura T, Hiyoshi N, Natsume Y, Teranishi T, Tamai S: Thin cement mantle and osteolysis with a precoated stem. *Clin Orthop* 1999; 124-9.
92. Sylvain GM, Kassab S, Coutts R, Santore R: Early failure of a roughened surface, precoated femoral component in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2001; 16: 141-8.
93. Ong A, Wong KL, Lai M, Garino JP, Steinberg ME: Early failure of precoated femoral components in primary total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2002; 84-A: 786-92.
94. Sánchez-Sotelo J, Berry DJ, Harmsen S: Long-term results of use of a collared matte-finished femoral component fixed with second-generation cementing techniques. A fifteen-year-median follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 2002; 84-A: 1636-41.