

Estudio experimental sobre el patrón de penetración del cemento óseo en la artroplastia de rodilla según la técnica de cementación empleada

An experimental study of bone cement penetration in total knee arthroplasty depending on cementing technique used

Pérez Mañanes R, Vaquero Martín J, Villanueva Martínez M

Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología, Madrid.

Esta investigación ha sido financiada por FUNDACIÓN MAPFRE

Resumen

Objetivo: Evaluar la distribución y penetración del manto de cemento óseo en la artroplastia de rodilla según la técnica de cementación empleada.

Material y método: Se cementaron las piezas en el segundo y quinto minuto según dos técnicas: presurización digital directa sobre el modelo (técnica M) o sobre la prótesis (técnica P). Se analizaron digitalmente las fotografías de los modelos cementados, determinando la longitud del manto de cemento, el porcentaje y la media de penetración.

Resultados: La mejor calidad del manto de cemento se obtuvo con la técnica M aplicada en el segundo minuto, que logró una penetración media de 4,44 mm y un porcentaje de penetración del 79,36%; la técnica P en el quinto minuto tuvo el peor resultado (2,12 mm y 45,79%), siendo estas diferencias significativas ($p=0,029$). Los planos de corte tangencial (anterior y posterior) resultaron ser los peor cementados, con una media de penetración de 2 mm. La técnica M consiguió la mayor longitud de cemento en estos dos planos (35 mm y 17,9 mm), mientras que la técnica P cubrió menos del 50% de la longitud del corte ($p=0,01$).

Conclusión: La cementación con presurización digital sobre la superficie ósea consigue mayor profundidad y porcentaje de penetración que la cementación sobre la prótesis. Los cortes femorales tangenciales (anterior y posterior) se cementan de forma precaria si se aplica sobre el implante.

Palabras clave:

Artroplastia total de rodilla, cemento óseo, análisis digital, modelo sintético.

Abstract

Objective: To assess the distribution and penetration of the cement mantle in knee arthroplasty depending on technique used.

Material and method: Parts were cemented in the second and fifth minute using two techniques: digital pressurization (fingerpacking) directly over the model (technique M) or over the implant (technique P). We analyze digitally the photographs of the cemented models determining length of the cement mantle, percentage penetration and mean penetration.

Results: The best quality of cement mantle was obtained with the technique M applied in the second minute, which achieved a mean penetration of 4.44 mm and a percentage penetration of 79.36%; technique P in the fifth minute obtained poorer result (2.12 mm and 45.79%), these differences being significant ($p = 0.029$). The tangential planes (anterior and posterior) proved to be poorer cemented, with a mean penetration of 2 mm. The technique M obtained the longest cement mantle in these two planes (35 mm and 17.9 mm), while technique P covered < 50% of the length of the plane ($p = 0.01$).

Conclusions: Fingerpacking pressurization over the bone surface achieves a greater depth and percentage penetration of the cement mantle than cementing over the prosthetic implant. Tangential femoral cuts (anterior and posterior) are fixed unstably if it is cemented over the implant.

Key words:

Total knee arthroplasty, bone cement, digital analysis, synthetic model.

Correspondencia

R. Pérez Mañanes
Hospital G. U. Gregorio Marañón. Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología
Doctor Esquerdo, 46. 28007 Madrid
rubenperez.phd@gmail.com

Introducción

La supervivencia de la artroplastia total de rodilla (ATR) depende fundamentalmente del aflojamiento de sus componentes debido a la micromovilidad en la interfaz hueso-cemento, siendo de crucial importancia en el componente tibial. La utilización de componentes no cementados resulta atractiva, pero hasta la fecha los mejores resultados en cuanto a la tasa de complicaciones y la supervivencia media (>95% a los 15 años) se han conseguido con los componentes cementados [1-4]. Además, revisiones sistemáticas concluyen una probabilidad de fallo del implante por aflojamiento aséptico 4,2 veces mayor para la fijación no cementada [5].

La cementación depende de hábitos de escuela y costumbres, existiendo todo un repertorio de técnicas de cementación que hace obligado el intentar concretar el método y sistematizar los pasos [6]. Siguiendo las técnicas de cementación habituales, se plantean dudas en cuanto a la distribución y la penetración alcanzadas por el manto de cemento para cada una de las posibles técnicas. El momento de aplicación tras la preparación del cemento óseo condiciona el comportamiento viscoelástico del material, que viene condicionado por la viscosidad aparente inicial y los aditivos del compuesto. Sin in-

cluir el empleo de dispositivos a modo de pistola o jeringa, el cemento se puede disponer siguiendo una técnica manual, directa y totalmente sobre la superficie interna del implante protésico o sobre la superficie ósea preparada, existiendo multitud de opciones intermedias de aplicación que reparten el cemento entre ambas superficies.

El objetivo del presente trabajo ha sido evaluar el patrón de penetración del cemento óseo en la artroplastia de rodilla (ATR) dependiendo de la técnica de cementación utilizada, partiendo de la hipótesis conceptual de que la presurización digital directa sobre el lecho óseo consigue una mayor interdigitación cemento-hueso al alcanzar cifras mayores de penetración, en comparación con la técnica de aplicación directa sobre la prótesis. De esta forma, en los planos femorales de cementación tangencial (corte anterior y posterior) esta diferencia debería ser mayor. Asimismo, se pretende determinar cómo influye el momento de aplicación tras la preparación del compuesto en estos resultados.

Material y metodología

Se emplearon réplicas anatómicas sintéticas de tercera generación (modelos 1130-130 y 1117-131, Sawbones®, Pa-

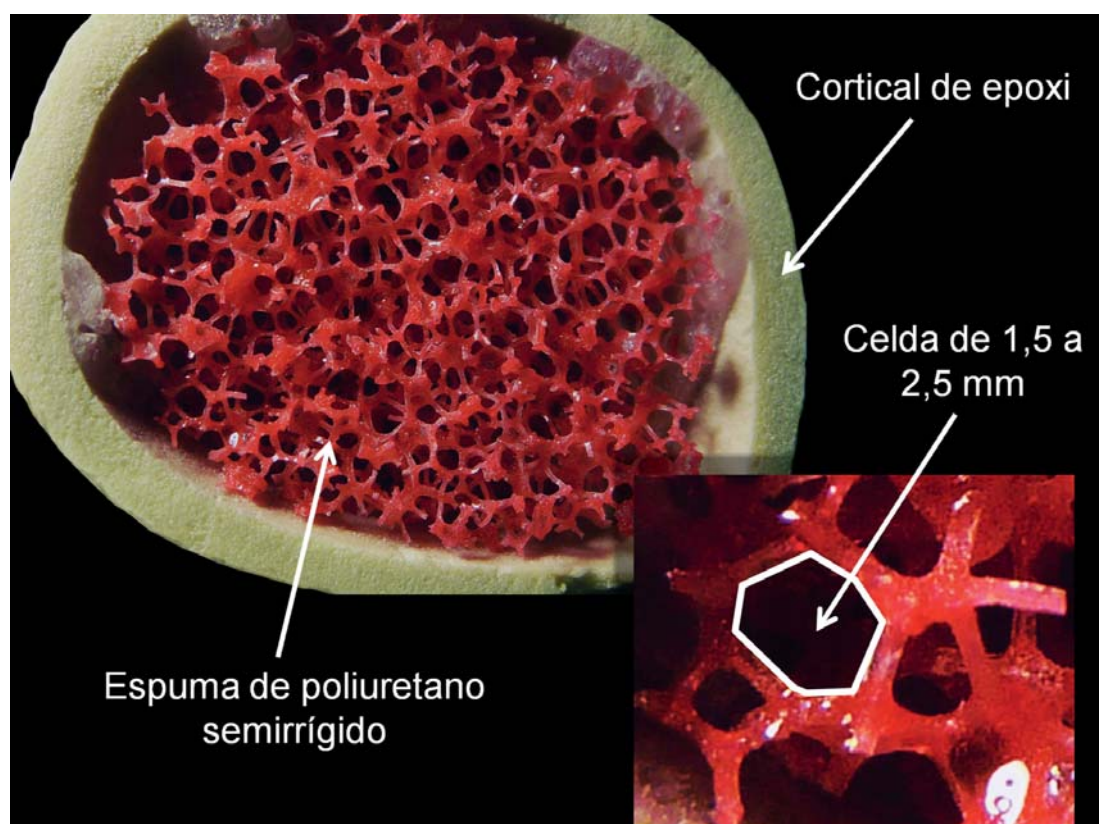


Fig. 1. Análogo óseo sintético validado (Sawbones®) compuesto de resina epoxi externa y espuma de poliuretano a modo de tejido trabecular.

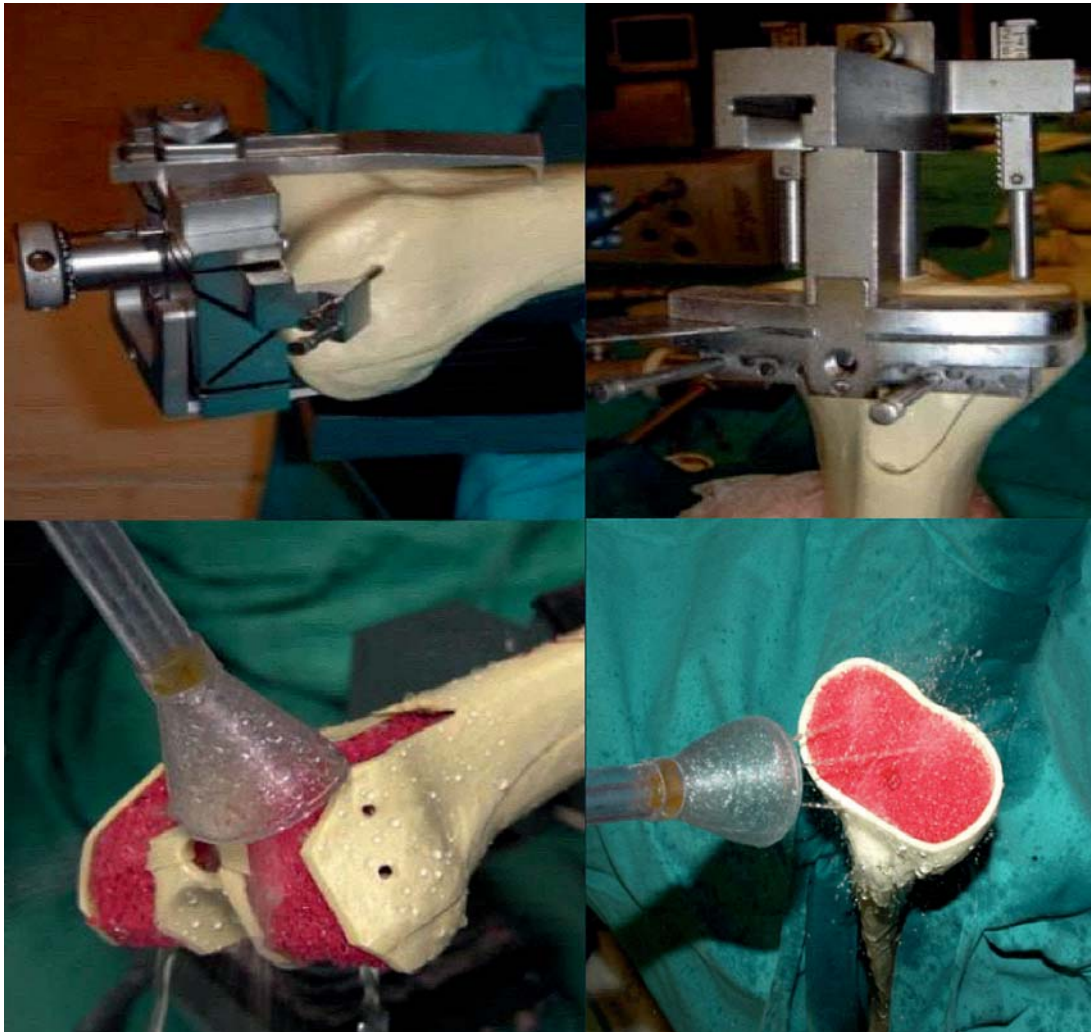


Fig. 2. Fijación de las piezas y ajuste del instrumental protésico (arriba). Lavado pulsátil de las superficies cortadas (abajo).

cific Research Laboratories, Inc., Malmo, Suecia), validados para su empleo como material de estudio de instrumentos y dispositivos de ensayo [7-10] y por el estándar internacional ASTM [11]. En total, 16 piezas tibiales izquierdas y 16 femorales izquierdas, compuestas por una corteza de resina de poliepóxido a modo de cortical ósea y un interior de espuma semirrígida de poliuretano compuesta por múltiples celdas de 1,5 a 2,5 milímetros (Figura 1), a modo de tejido trabecular. Las piezas se prepararon siguiendo la técnica y el instrumental protésico del modelo Profix® (Smith&Nephew, Memphis, Tennessee, EE UU), siendo colocadas con fidelidad y reproduciendo condiciones reales de trabajo en la ATR mediante guiado intramedular. Se limpiaron los residuos del corte utilizando lavado pulsátil, que además reproducía un entorno húmedo similar a las condiciones biológicas (Figura 2).

Se empleó cemento óseo de polimetilmetacrilato (PMMA) de fraguado rápido y alta viscosidad Palacos® R (Heraeus Medical GmbH, Wehrheim, Alemania), almacenado y preparado en ambiente controlado de temperatura y humedad relativa. Siguiendo las instrucciones del fabricante, se preparó el cemento manualmente en una batea, sin enfriamiento previo, a una temperatura ambiente media de 19,5°C y una humedad relativa del 55-60%. Cada pareja de piezas se cementó empleando una ampolla de 20 ml de monómero mezclada con 40 g de polímero, añadidos en dicho orden para reducir la cantidad de aire de la mezcla, que se batió de forma homogénea durante 30 segundos.

La muestra se distribuyó en cuatro grupos de cementación, con cuatro elementos en cada grupo femoral y tibial (n = 4), en función de la técnica de cementación y el momento de aplicación (distinta viscosidad aparente). Como

«técnica M» se definió la de presurización digital directa sobre la superficie ósea, ejerciendo la presión digital (*fingerpacking*) perpendicularmente a cada plano de corte; y como «técnica P», la de cementación sobre toda la superficie interna del implante. En cuanto al momento de aplicación tras la mezcla, se formaron también dos grupos: M2-P2 para el segundo minuto (viscosidad aparente ideal para aplicación) y M5-P5 para el minuto 5 (viscosidad extrema) (Figura 3).

Para poder reutilizar los componentes protésicos y facilitar la cementación secuencial de todas las piezas, se cubrieron las mismas con una capa de papel de aluminio no laminado de 11 µm de espesor, impregnado por su cara interna con vaselina. Como implantes protésicos, se empleó una plancha de acero de 150x50x5 mm que servía de análogo del platillo tibial y el escudo femoral Profix® de la talla 5. Los modelos cementados se cortaron utilizando una sierra de cinta diamantada de 0,25 mm de grosor, en el mismo pla-

no sagital a 20 mm del margen medial de las piezas tibiales y a 20 mm del margen lateral del cóndilo femoral externo.

Se realizaron fotografías digitales en plano ortogonal a los cortes a una distancia fija de 25 cm, con un equipo réflex digital Olympus E-510 y objetivo de 14-42 mm. Las imágenes se comprimieron en formato JPEG (EXIF 2.2) de 10 megapíxeles y 314 ppp de resolución. El análisis informático se consiguió con el programa Adobe Photoshop CS4®. Primero se reescalaron las imágenes utilizando como referencia una escala milimetrada impresa que se adhería sobre la pieza. Así se podían ajustar las pequeñas diferencias de proporción de cada fotografía y convertir los píxeles a milímetros para calcular longitudes y áreas.

En las imágenes de las piezas tibiales se definió una capa rectangular de 38x10 mm ajustada a nivel con los límites corticales superiores anterior y posterior del corte (Figura 4). Empleando como referencia la plantilla del escudo femoral, se construyeron en las piezas femorales cinco zonas

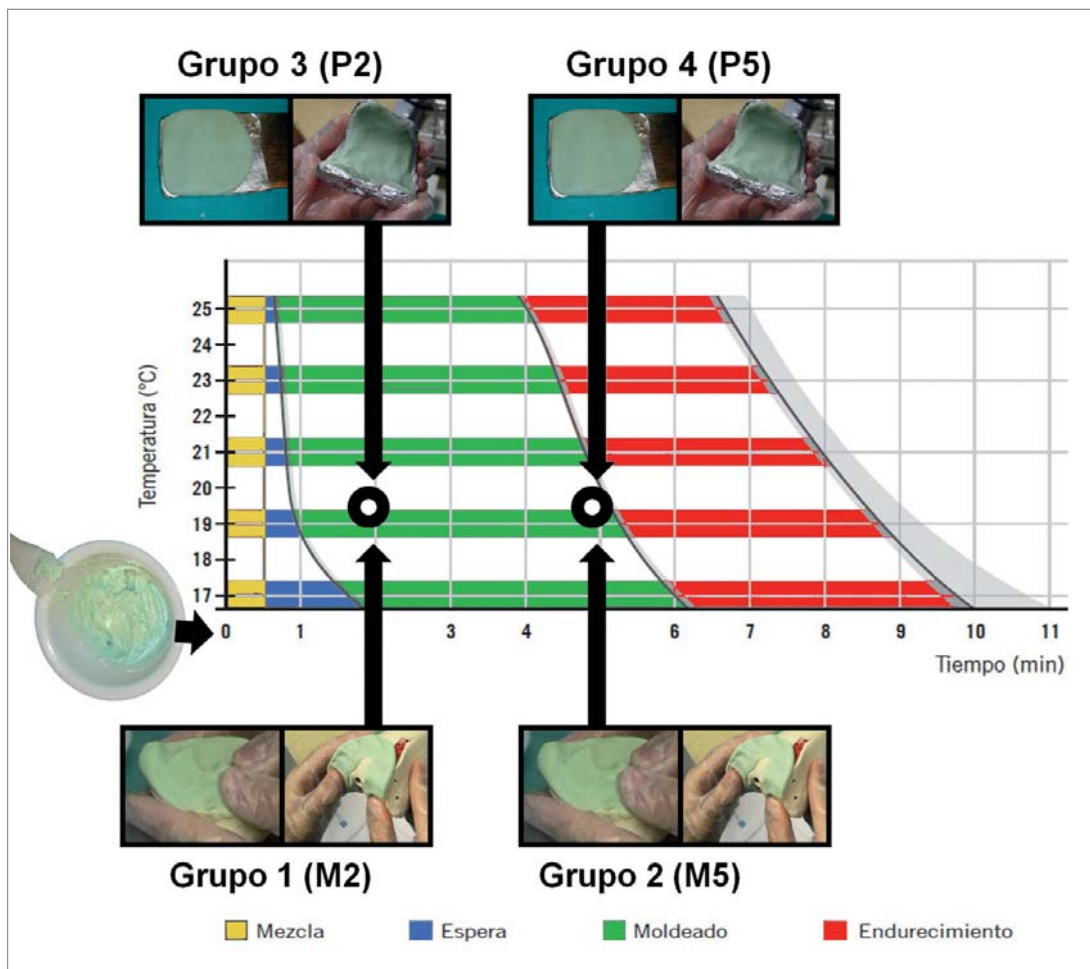


Fig. 3. Distribución de los grupos de cementación. M2 y M5: cementación por presurización digital (*fingerpacking*) en los minutos 2 y 5. P2 y P5: cementación sobre la prótesis.

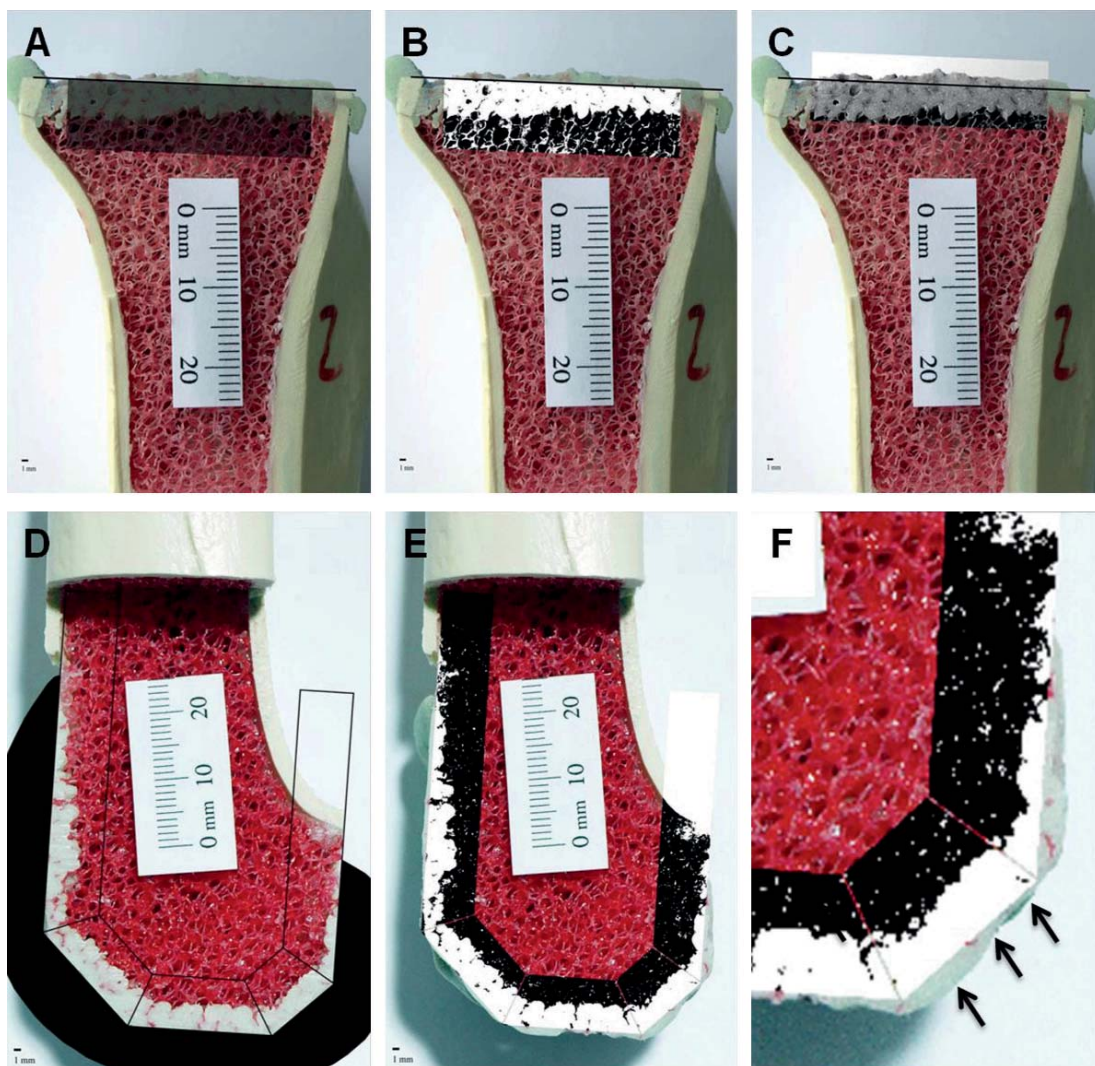


Fig. 4. Resumen de los pasos de análisis informático de la imagen: A. Medición del manto de cemento tibial. B. Conversión a imagen binaria (duotono). C. Cálculo del porcentaje de penetración. D. Ajuste de la plantilla del escudo femoral. E. Delimitación de las cinco zonas femorales a estudiar. F. Manto de cemento incluido en la medición y excluido (flechas).

de medición: zona 1 = anterior, zona 2 = chaflán anterior, zona 3 = distal, zona 4 = chaflán posterior, zona 5 = posterior. Mediante la herramienta «Curvas» se ajustaba el histograma de las zonas de análisis a un valor de entrada de 50 y salida de 0 como límites de blancos, y entrada de 52 y salida de 100 como límites de negros, consiguiendo así una imagen «Duotono» en la que el manto de cemento quedaba definido como un área blanca homogénea. Con la herramienta «Varita Mágica» con valor de tolerancia de 1 se seleccionaba el área de cemento para cada zona de análisis. La capa resultante de la sustracción del manto de cemento (Figura 5) se superponía por transparencia con la imagen original para comprobar que únicamente quedaba seleccionado el manto de cemento. Finalmente se empleaba la he-

rramienta «Grabar Medidas» con la que se registraban las medidas del manto para las siguientes variables: área total del manto de cemento (A_t), área penetrada (A_p), altura máxima del manto (A_l), anchura máxima (A_n), profundidad de penetración media (P_r , calculada como el cociente A_p/A_n) y porcentaje de penetración ($\%P$, calculado como el cociente $A_p \times 100/A_t$).

Junto a la estadística descriptiva habitual, se realizó análisis inferencial por pruebas no paramétricas: Kruskal-Wallis para comparar más de dos poblaciones y prueba de Mann-Whitney para contrastar dos muestras independientes. Se empleó el paquete informático SPSS 18® (PASW Statistics 18) para Microsoft Windows®, con un nivel de significación establecido en $p \leq 0,05$.

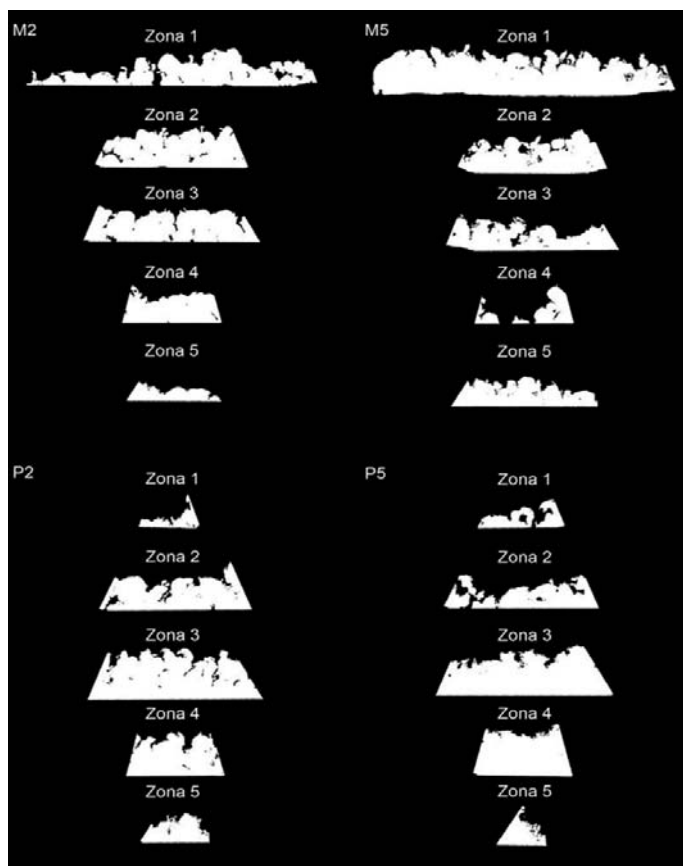


Fig. 5. Imágenes binarias del manto de cemento de cada zona femoral. Se observan importantes diferencias de longitud en las zonas 1 y 5 (planos tangenciales).

Resultados

De forma inmediata a la retirada del implante de las piezas cementadas, las diferencias en el resultado conseguido con las distintas técnicas de cementación resultaban evidentes, siendo estas a favor de la técnica de cementación con presurización digital en el minuto 2, y resultando más notable en los planos de corte tangencial de las piezas femorales (Figura 6). Una vez convertida la imagen a duotono, de nuevo las diferencias en la penetración eran sustanciales, consiguiendo un porcentaje de penetración muy superior en las piezas con cementación manual (Figura 7).

En las piezas tibiales, la penetración media (Pr) del grupo M2 fue de 4,52 mm (3,97-4,77), del grupo M5 de 2,95 mm (2,76-3,52), del grupo P2 2,82 mm (2,27-3,08) y del grupo P5 2,14 (1,86-2,35), siendo estas diferencias estadísticamente significativas ($p=0,007$). Respecto al porcentaje de penetración (%P) del manto de cemento, el grupo M2 consiguió un 79% de penetración (73-87%) en contraste con el grupo P5, que alcanzó un 45% (39-52%) de penetración ($p=0,029$). Entre el grupo M5, con un 57% (49-62%) de

penetración, y el grupo P2, con un 69% (52-79%), no se encontraron diferencias significativas ($p=0,2$) (Figura 8).

En cuanto a los resultados de las piezas femorales, se calculó la penetración media del manto de cemento para cada zona de cementación femoral, con independencia de la técnica de cementación empleada (Figura 9). Igualmente se calculó la penetración media agrupada por técnica de cementación, con independencia del momento de aplicación, encontrándose para los grupos M2+M5 una media de 4,03 mm en plano anterior (zona 1), 3,20 mm en el plano distal (zona 3) y 2,84 mm en el plano posterior (zona 5); mientras que para los grupos P2+P5 la zona 1 tuvo 1,80 mm de penetración media, en la zona 3 el manto penetró 4,47 mm de media y en la zona 5 la media fue de 2,64 mm, siendo estas diferencias significativas ($p=0,001$). La longitud media del manto de cemento combinada para los grupos M2+M5 en la zona 1 fue de 36,15 mm y en la zona 5, de 18,69 mm, mientras que para los grupos P2+P5 fue de 12,71 mm en la zona 1 y de 7,17 mm en la zona 5, diferencias también significativas ($p=0,001$) (Figura 10).

Mediante el contraste simultáneo de los cuatro grupos de cementación femoral, estratificado por zonas de cementación, se encontraron diferencias significativas para las variables área penetrada (A_p), longitud del manto de cemento (A_n) y penetración media (Pr) en la zona 1 ($p=0,008$) y en la zona 5 ($p=0,009$), y para las variables A_p y Pr en la zona 3 ($p=0,0012$), no encontrándose diferencias estadísticamente significativas en las zonas correspondientes a los chaflanes (zona 2 y 4), con una $p=0,068$.

Respecto a las zonas femorales de cementación tangencial, en la zona 1 el grupo M2 consiguió una penetración media de 3,79 mm (2,38-4,54), mientras que el grupo P2 penetró una media de 1,91 mm (1,28-2,73) y el grupo P5 promedió 1,69 mm (1,30-2,42), siendo estas diferencias significativas ($p=0,029$). En la zona 5, el grupo M2 tuvo una penetración media de 2,82 mm (1,38-3,92), mientras que los grupos de cementación sobre el implante (P2 y P5) penetraron 2,48 mm (1,60-2,70) y 2,70 mm (2,40-3), respectivamente ($p=0,029$) (Figura 11).

Discusión

La cementación de los componentes protésicos de una artroplastia total de rodilla ha sido ensayada empleando modelos óseos sintéticos validados por motivos de disponibilidad, ya que son piezas sintéticas idénticas del mismo tamaño, consistencia (pues se reduce la variabilidad interespecimen) y coste (reducido tanto por pieza como por precisar menor tamaño muestral a consecuencia de los dos motivos previos). Los modelos eran preparados mediante

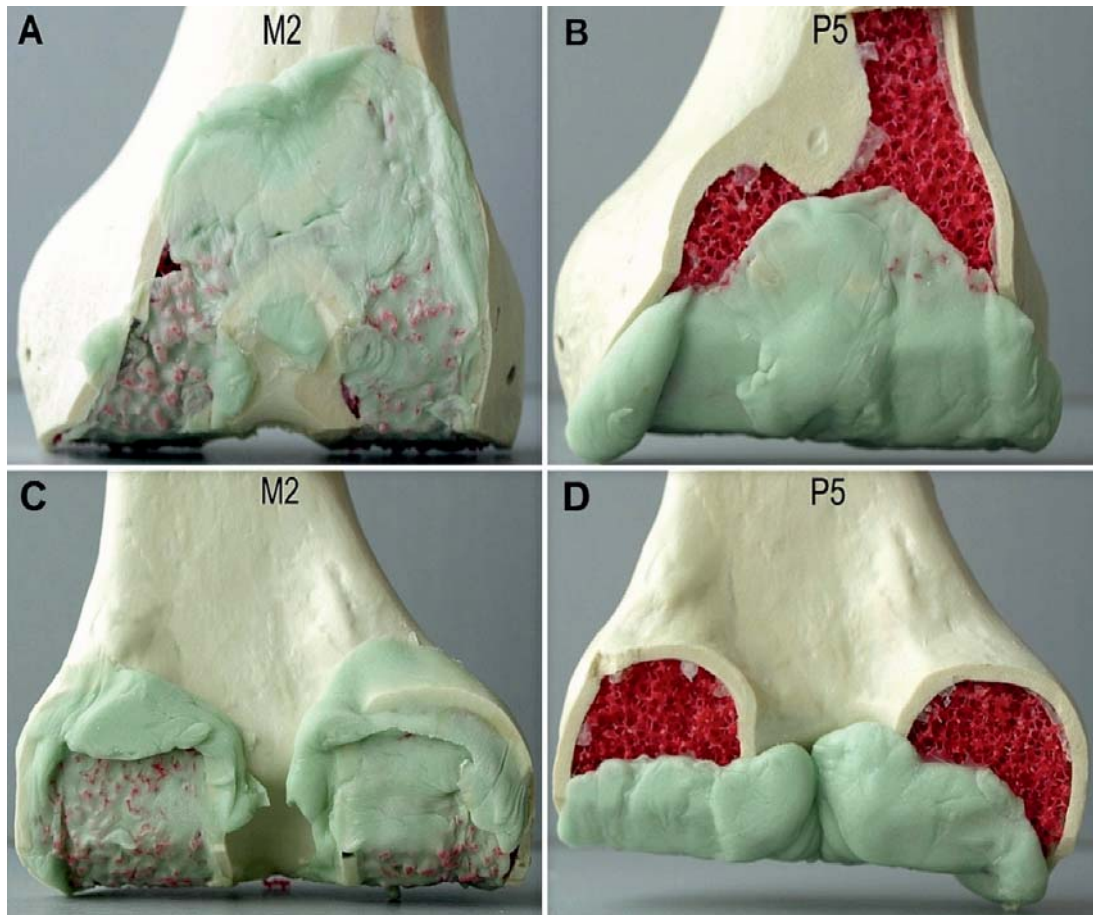


Fig. 6. Fotografía que ilustra el diferente patrón de distribución y el área ocupada por el manto de cemento en los planos femorales de cementación tangencial: anterior (A y B) y posterior (C y D).

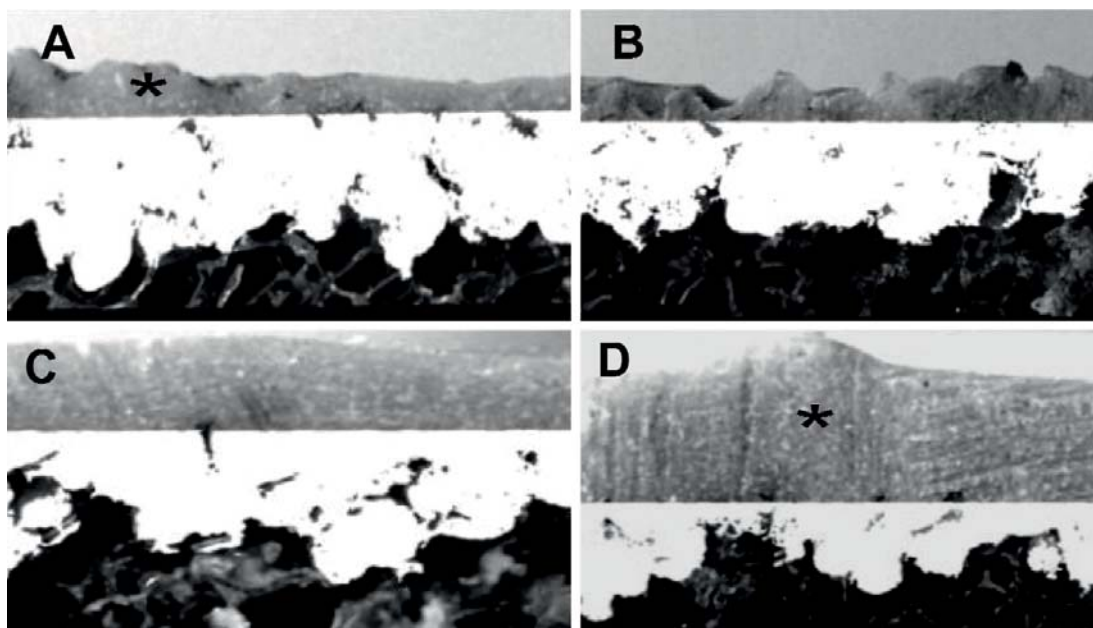


Fig. 7. A) Manto de cemento tibial del grupo M2. B) Cemento tibial del grupo M5. C) Cemento tibial del grupo P2. D) Grupo tibial P5. (Nótese la marcada diferencia en cuanto al cemento no penetrado (asterisco) entre los diferentes grupos).

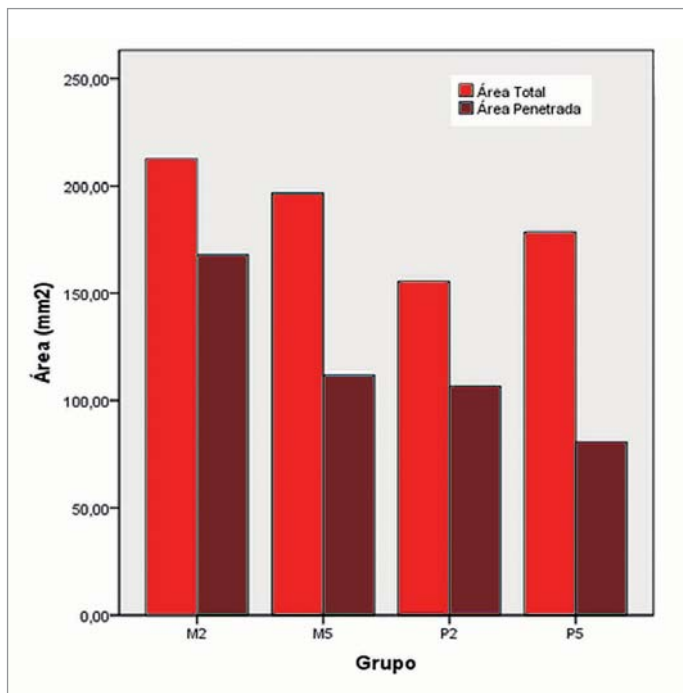


Fig. 8. Diagrama que representa el área total del manto de cemento tibial (At) respecto al área penetrada (Ap), para cada grupo de cementación.

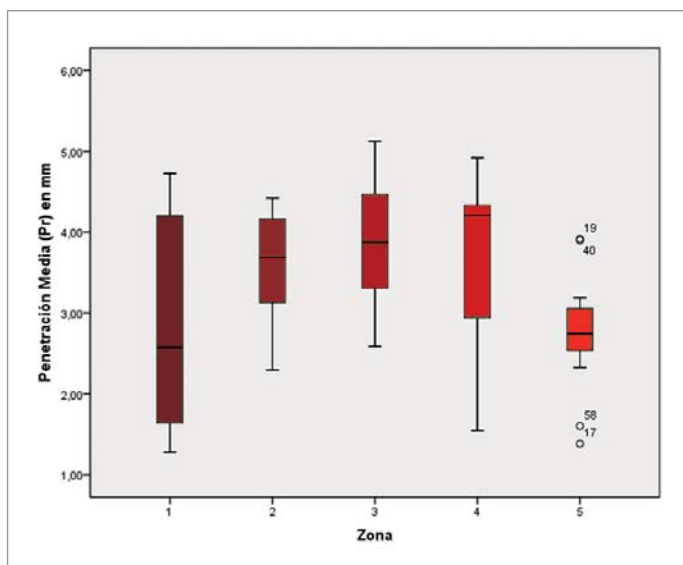


Fig. 9. Penetración media en milímetros para cada zona femoral, con independencia de la técnica empleada.

lavado pulsátil para conseguir una superficie ósea limpia y un medio humedecido que reprodujera mejor el comportamiento del análogo respecto al hueso natural [9].

La resistencia tensil y de cizallamiento de la interfaz cemento-hueso depende de muchos factores, pero de todos

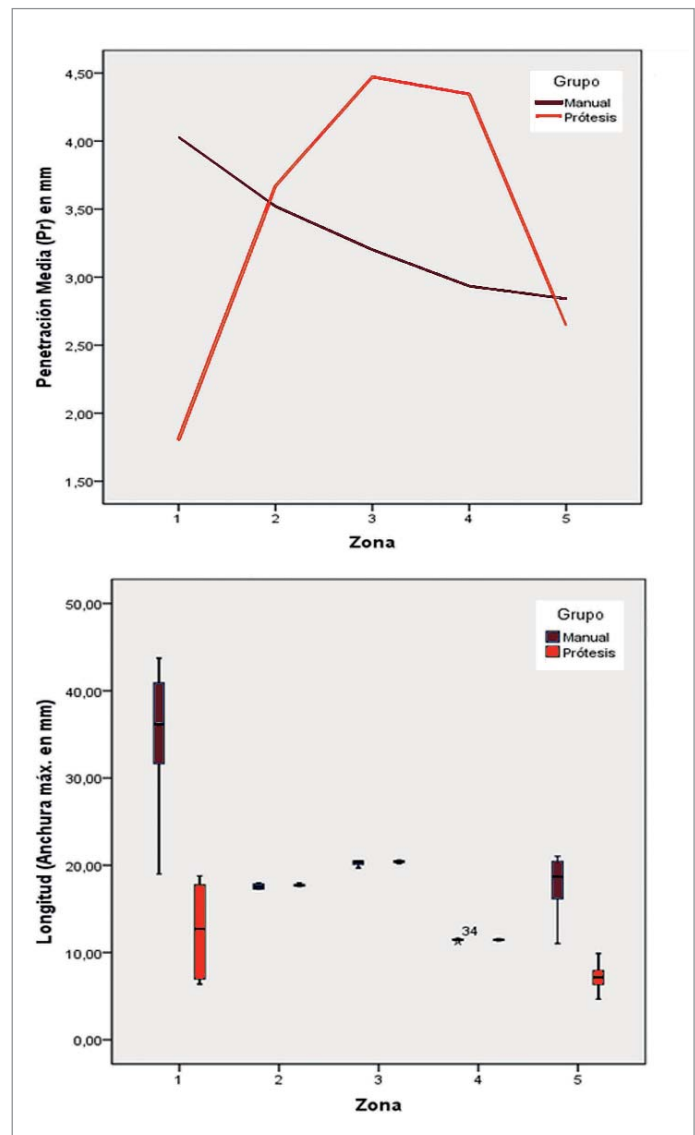


Fig. 10. Representación que compara la penetración (arriba) y longitud del manto de cemento (abajo) en las piezas femorales con la cementación manual (M2+M5) respecto a la cementación sobre la prótesis (P2+P5).

ellos es determinante la interdigitación [12]. Mann *et al.* concluyen en un estudio sobre fémur proximal de cadáver una relación lineal positiva entre la resistencia tensil de esta interfaz y la cantidad de cemento interdigitado [13]. A su vez, Walker *et al.* [14] describieron una fuerte relación inversa entre la penetración inicial del cemento óseo y el desarrollo ulterior de radiolucencias, recomendando una profundidad de penetración ideal de 2 a 4 milímetros. En cuanto a la influencia de la viscosidad sobre la intrusión del cemento, Dorr *et al.* [15] llegan a la conclusión de que aplicando el PMMA de alta viscosidad entre el minuto segundo y tercero se conseguía una óptima profundidad de penetra-

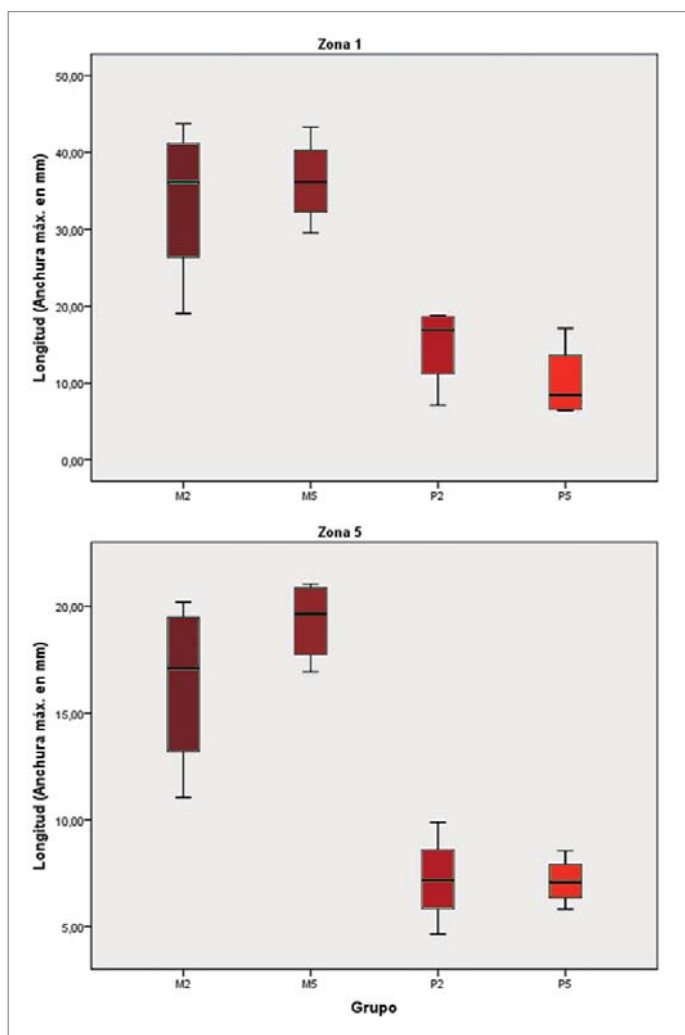


Fig. 11. Diferencias en la longitud (distribución) del cemento en los planos femorales tangenciales (zona 1 y zona 5).

ción. Así, una penetración menor de 2 milímetros produce una débil interfaz hueso-cemento que predispone a la micromovilidad y al aflojamiento aséptico de la prótesis. Una penetración superior a los 5 milímetros no incrementa la fuerza sobre la interfaz, pero sí induce la necrosis térmica del hueso [16-18]. En nuestro estudio, todos los grupos de cementación tibial consiguen una penetración media comprendida entre dichos valores, quedando el grupo M2 con una media de 4,44 mm muy cerca del límite superior recomendado, y el grupo P5 (2,14 mm) cercano a la mínima penetración deseable.

Cuando se presuriza el cemento óseo, este penetra en los espacios de las trabéculas óseas, debiéndose mantener una presión de al menos 76kPa durante 5 segundos para asegurar la adecuada interdigitación [19]. Con la presurización manual digital se llegan a superar los 100kPa [20], enten-

diéndose así cómo la presurización manual empleada con la técnica M llega a alcanzar cifras medias de penetración más altas. En este trabajo no hemos empleado presurización con pistola ni mezclado al vacío, existiendo trabajos publicados en los que no se han encontrado diferencias significativas con el uso de estas técnicas [21]. Algunos autores llegan a contraindicarlas por lograr profundidades de penetración del manto de cemento excesivas [22].

No se han encontrado diferencias significativas entre el grupo M5 y el grupo P2, lo que se puede explicar por la capacidad que tiene el cemento de alta viscosidad para superar la resistencia que ejerce la propia interfaz hueso-cemento [23]. El momento de aplicación del cemento condiciona igualmente la cantidad de cemento que interdigita en el tejido esponjoso. En el minuto 2 la viscosidad aparente es baja, y se consigue una penetración un 30-40% mayor que cuando se aplica el cemento con viscosidad muy alta al final de la ventana de aplicación recomendada por el fabricante (minuto 5).

Exponer y acceder a los cóndilos femorales posteriores resulta difícil. Por ello, esta superficie es objeto de una precaria cementación. De forma característica, los cortes posteriores se encuentran en un plano tangencial a la dirección en la que se implanta la pieza protésica, por lo que no se logra intrusión activa del cemento si se coloca directamente sobre el implante. King *et al.* describieron el alto número de radiolucencias que aparecían en el fémur posterior tras ATR [24], concluyendo que el aflojamiento precoz de los implantes femorales estaría relacionado con la pobre fijación protésica condilar posterior. En nuestro trabajo, la técnica M consigue una mayor longitud del manto de cemento en planos tangenciales respecto a la técnica P, que no llega a cubrir el 50% del corte.

Nuestros resultados coinciden con los publicados en el trabajo de Vaninbrouckx *et al.* [25], realizado también en modelos sintéticos, donde se concluye que la técnica que obtiene peores resultados, fundamentalmente en los cóndilos posteriores del componente femoral, es la de cementación sobre el implante. Aplicado a la artroplastia de recubrimiento de la cadera, Scheerlinck *et al.* [26] determinan como mejor técnica la aplicación manual sobre la superficie ósea de un cemento de viscosidad media, con la que se consigue además una cobertura más uniforme. A su vez, Hunt *et al.* [27] defienden la crucial importancia de la viscosidad y la fase de fraguado del cemento en la que se implanta el componente femoral de una artroplastia de cadera para evitar errores de cementación, dando sentido al hecho de ser meticulosos en la elección del tipo de cemento y el momento de aplicación tras su preparación.

Como factores limitantes del estudio, destaca el hecho de haber empleado modelos óseos sintéticos que, aunque están validados, limitan los resultados al entorno preclínico; y los propios de un estudio *in vitro* en el que no existen variables biológicas como el sangrado o la temperatura corporal del paciente. Respecto a la medición basada en el análisis informático de fotografías digitales de las piezas, este método ya ha sido empleado de forma similar en otros trabajos [28-30], aunque se desconoce cómo influyen sesgos propios como la variabilidad intra e interobservador. No obstante, el estudio no pierde validez ya que las condiciones de aplicación fueron controladas y resultaron homogéneas.

Como conclusiones finales, cabe destacar que la técnica de cementación en ATR mediante presurización digital sobre la superficie ósea logra una mayor penetración del manto de cemento. Asimismo, las diferencias en cuanto al porcentaje de penetración respecto a la técnica de cementación sobre el implante protésico aumentan cuanto mayor es la viscosidad con la que se aplica. Finalmente, la cementación tangencial de los cortes femorales anterior y posterior resulta precaria cuando se cementa sobre el implante. ■

Agradecimiento

El presente trabajo se ha llevado a cabo gracias a los fondos aportados por la Ayuda a la Investigación 2009 de FUNDACIÓN MAPFRE.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Dixon MC, Brown RR, Parsch D, Scott RD. Modular fixed-bearing total knee arthroplasty with retention of the posterior cruciate ligament. A study of patients followed for a minimum of fifteen years. *J Bone Joint Surg (Am)* 2005; 87-A:598-603.
- Keating EM, Meding JB, Faris PM, Ritter MA. Long-term follow-up of nonmodular total knee replacements. *Clin Orthop Relat Res* 2002; 404:34-9.
- Berger RA, Rosenberg AG, Barden RM, Sheinkop MB, Jacobs JJ, Galante JO. Long-term follow-up of the Miller-Galante total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res* 2001; 388:58-67.
- Font-Rodríguez DE, Scuderi GR, Insall JN. Survivorship of cemented total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1997; 345:79-86.
- Gandhi R, Tsvetkov D, Davey JR, Mahomed NN. Survival and clinical function of cemented and uncemented prostheses in total knee replacement: a meta-analysis. *J Bone Joint Surg (Br)* 2009; 91-A:889-95.
- Lutz MJ, Halliday BR. Survey of current cementing techniques in total knee replacement. *ANZ J Surg* 2002; 72:437-9.
- Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomechanics* 1996; 29:525-35.
- Cristofolini L, Viceconti M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models. *J Biomechanics* 2000; 33:279-88.
- Grant JA, Bishop NE, Gotzen N, Sprecher C, Honl M, Morlock MM. Artificial composite bone as a model of human trabecular bone: the implant-bone interface. *J Biomechanics* 2007; 40:1158-64.
- Heiner AD. Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias. *J Biomechanics* 2008; 41:3282-4.
- Annual book of ASTM standards. American Society for Testing and Materials; 2010.
- Morgan H, Battista V, Leopold SS. Constraint in primary total knee arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 2005; 13:515-24.
- Mann KA, Ayers DC, Werner FW, Nicoletta RJ, Fortino MD. Tensile strength of the cement-bone interface depends on the amount of bone interdigitated with PMMA cement. *J Biomechanics* 1997; 30:339-46.
- Walker PS, Soudry M, Ewald FC, McVickar H. Control of cement penetration in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1984; 185:155-64.
- Dorr LD, Lindberg JP, Claude-Faugere M, Malluche HH. Factors influencing the intrusion of methylmethacrylate into human tibiae. *Clin Orthop Relat Res* 1984; 183:147-52.
- Li C, Kotha S, Huang CH, Mason J, Yakimicki D, Hawkins M. Finite element thermal analysis of bone cement for joint replacements. *J Biomech Eng* 2003; 125:315-22.
- Li C, Mason J, Yakimicki D. Thermal characterization of PMMA-based bone cement curing. *J Mater Sci Mater Med* 2004; 15:85-9.
- Janssen D, Srinivasan P, Scheerlinck T, Verdonshot N. Effect of cementing technique and cement type on thermal necrosis in hip resurfacing arthroplasty-a numerical study. *J Orthop Res*. 2011.
- Askew MJ, Steege JW, Lewis JL, Ranieri JR, Wixson RL. Effect of cement pressure and bone strength on polymethylmethacrylate fixation. *J Orthop Res* 1984; 1:412-20.
- Klein RW, Scott CP, Higham PA. The strength of acrylic bone cement cured under thumb pressure. *Biomaterials* 2004; 25:943-7.
- Kopec M, Milbrandt JC, Duellman T, Mangan D, Allan DG. Effect of hand packing versus cement gun pressurization on cement mantle in total knee arthroplasty. *Can J Surg* 2009; 52:490-4.

22. Vanlommel J, Luyckx JP, Labey L. Cementing the tibial component in total knee arthroplasty: which technique is the best? *J Arthroplasty* 2011; 26:492-6.
23. Miller MA, Race A, Gupta S, Higham P, Clarke MT, Mann KA. The role of cement viscosity on cement-bone apposition and strength: an in vitro model with medullary bleeding. *J Arthroplasty* 2007; 22:109-16.
24. King TV, Scott RD. Femoral component loosening in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1985; 194:285-90.
25. Vaninbrouckx M, Labey L, Innocenti B, Bellemans J. Cementing the femoral component in total knee arthroplasty: which technique is the best? *Knee* 2009; 16:265-8.
26. Scheerlinck T, Delpont H, Kiewitt T. Influence of the cementing technique on the cement mantle in hip resurfacing: an in vitro computed tomography scan-based analysis. *J Bone Joint Surg (Am)* 2010; 92:375-87.
27. Hunt S, Stone C, Seal S. Timing of femoral prosthesis insertion during cemented arthroplasty: cement curing and static mechanical strength in an in vivo model. *Can J Surg* 2011; 54:33-8.
28. Bitsch RG, Loidolt T, Heisel C, Schmalzried TP. Cementing techniques for hip resurfacing arthroplasty: development of a laboratory model. *J Bone Joint Surg (Am)* 2008; 90-A(Suppl 3):102-10.
29. Bauze AJ, Costi JJ, Stavrou P, Rankin WA, Hearn TC, Krishnan J, *et al.* Cement penetration and stiffness of the cement-bone composite in the proximal tibia in a porcine model. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 2004; 12:194-8.
30. Reading AD, McCaskie AW, Barnes MR, Gregg PJ. A comparison of 2 modern femoral cementing techniques: analysis by cement-bone interface pressure measurements, computerized image analysis, and static mechanical testing. *J Arthroplasty* 2000; 15:479-87.

Conflicto de intereses

Los autores hemos recibido ayuda económica de FUNDACIÓN MAPFRE para la realización de este trabajo. No hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial o de FUNDACIÓN MAPFRE.