



Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología

www.elsevier.es/rot



INVESTIGACIÓN

Influencia de la técnica de cementación sobre la calidad del manto de cemento en la artroplastia de rodilla. Estudio experimental sobre un modelo sintético[☆]

R. Pérez Mañanes*, J. Vaquero Martín y M. Villanueva Martínez

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

Recibido el 15 de junio de 2010; aceptado el 30 de septiembre de 2010

Disponible en Internet el 5 de enero de 2011

PALABRAS CLAVE

Cemento óseo;
Artroplastia total de rodilla;
Modelo sintético;
Análisis digital de imagen

Resumen

Objetivo: Evaluar la calidad del manto de cemento obtenido con diferentes técnicas de cementación en la artroplastia de rodilla.

Material y método: Estudio experimental con modelos óseos sintéticos (16 tibias y 16 fémures), empleando instrumental protésico PROFIX® y cemento de alta viscosidad (Palacos R®), aplicado en el segundo y quinto minuto tras la mezcla de componentes mediante dos técnicas de cementación: directamente sobre la superficie ósea por presurización digital (técnica M), o sobre el implante protésico (técnica P). Realizamos análisis digital de las fotografías de los modelos determinando para cada plano de corte: penetración media, porcentaje de penetración y longitud del manto de cemento.

Resultados: La técnica M empleada en el minuto dos consiguió una mejor calidad del manto, con una penetración media de 4,44 mm y un porcentaje de penetración del 79,36%; la técnica P en el minuto cinco obtuvo los peores resultados (2,12 mm y 45,79%), siendo estas diferencias significativas ($p=0,029$). La cementación de los planos tangenciales femorales (anterior y posterior) resultó precaria, con una penetración media de 2 mm. La longitud media del manto de cemento en estos dos planos con la técnica M fue de 35 mm y 17,9 mm, en contraste con la técnica P (12,5 mm y 7,2 mm), que consiguió una cobertura $< 50\%$ ($p=0,01$).

Conclusiones: La cementación sobre la superficie ósea con presurización digital consigue mayor profundidad y porcentaje de penetración que con la cementación directa sobre los implantes protésicos, con mayores diferencias cuanto mayor es la viscosidad del cemento. La cementación tangencial de los cortes femorales anterior y posterior resulta muy precaria si se cementa sobre el implante.

© 2010 SECOT. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

[☆] Trabajo presentado por sistema de Lema y Plica para optar al premio fundación SECOT de investigación básica en Cirugía Ortopédica y Traumatología 2010, redactado según normas editoriales de la Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: rubenperez.phd@gmail.com (R. Pérez Mañanes).

KEYWORDS

Bone cement;
Total knee
arthroplasty;
Synthetic model;
Digital image analysis

Influence of the fixing technique on the quality of the cement mantle in knee arthroplasty. Experimental study on a synthetic model

Abstract

Objective: To assess the quality of the cement mantle obtained with different fixation techniques in knee arthroplasty.

Material and method: An experimental study with synthetic bone models (16 tibias and 16 femurs), employing a PROFIX® prosthetic tool and high viscosity cement (Palacos R®), applied on the second and fifth minute after mixing the components using two fixation techniques: directly over the bone surface by digital pressure (technique M), or over the prosthetic implant (technique P). We performed a digital analysis on the photographs of the models, determining for each cut plane: mean penetration, percentage penetration and length of the cement mantle.

Results: Technique M applied in minute 2 achieved a better quality mantle, with a mean penetration of 4.44 mm and a percentage penetration of 79.36%; technique P in minute five obtained poorer results (2.12 mm and 45.79%), these differences being significant ($p = 0.029$). The femur tangential fixation (anterior and posterior) was unstable, with a mean penetration of 2 mm. The mean length of the mantle in these two planes with technique M was 35 mm and 17.9 mm, compared with technique P (12.5 mm and 7.2 mm), which achieve a coverage of <50% ($p = 0.01$). **Conclusions:** Cementing over the bone surface with digital pressure achieves a greater depth and percentage penetration than that with direct cementing over the prosthetic implant, with greater differences when the cement viscosity is higher. Tangential fixation of the anterior and posterior cuts is very unstable if it is cemented over the implant.

© 2010 SECOT. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Introducción

El mayor problema que afecta al éxito de la artroplastia total de rodilla (ATR) es el aflojamiento de sus componentes, principalmente del componente tibial, debido fundamentalmente a la micromovilidad en la interfaz hueso-cemento. Mientras que el uso de componentes no cementados en la artroplastia de cadera ha ganado una enorme popularidad, esto no ha ocurrido con la ATR. 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 cementados¹⁻⁴. Aunque trabajos recientes como el de Ferrer-Santacreu et al han encontrado altas tasas de supervivencia y excelentes resultados funcionales a largo plazo con implantes no cementados⁵, otros como el metaanálisis del 2009 publicado por Gandhi et al llegan a concluir, tras reunir 15 estudios controlados y aleatorizados, una probabilidad de fallo del implante por aflojamiento aséptico 4,2 veces mayor para la fijación no cementada, sin encontrar diferencias estadísticamente significativas en términos de resultado funcional entre ambos grupos⁶.

Establecida la teórica ventaja de la cementación, surge todo un espectro de técnicas de aplicación del cemento óseo, que al igual que ocurre en la artroplastia de cadera, hace necesaria la concreción del método y la optimización de los pasos⁷. Empleando las técnicas de cementación actuales sobre los diseños protésicos disponibles, se plantean dudas en relación al comportamiento del manto de cemento en cuanto a la distribución y penetración alcanzadas para cada una de las técnicas aplicables. Por una parte, el cemento puede utilizarse en una ventana temporal de manipulado y presurización de muy diferente compor-

tamiento viscoelástico, más o menos amplia en función de la viscosidad aparente inicial y los aditivos del compuesto de metacrilato. Por la otra, dentro de la técnica de aplicación manual, y sin incluir el empleo de dispositivos a modo de pistola o jeringa, el cemento se puede disponer directamente en su totalidad bien sobre la superficie interna del implante protésico, o bien sobre la superficie ósea preparada, existiendo todo un abanico de posibilidades intermedias de aplicación repartida entre ambas superficies.

El objetivo del presente trabajo ha sido evaluar la influencia de la técnica de cementación sobre la calidad del manto de cemento en la ATR, partiendo de la hipótesis conceptual de que la aplicación directa sobre la superficie ósea con presurización digital consigue una mayor penetración del manto de cemento, y por lo tanto una mejor interdigitación hueso-cemento, que la técnica de aplicación directa sobre el implante protésico; siendo mayores estas diferencias en los planos femorales de cementación tangencial (corte anterior y posterior), y resultando determinante el momento de aplicación dentro de la ventana temporal de manipulado.

Material y método

Se ha realizado un estudio experimental empleando modelos sintéticos de tercera generación validados para su empleo como material de estudio de instrumentos y dispositivos de ensayo en el campo ortopédico por numerosos artículos⁸⁻¹¹, así como por el estándar internacional ASTM¹², que actúan a modo de réplicas anatómicas (16 piezas tibiales izquierdas y 16 femorales izquierdas), compuestas por una corteza de fibra basada en resina de poliepóxido a modo de cortical

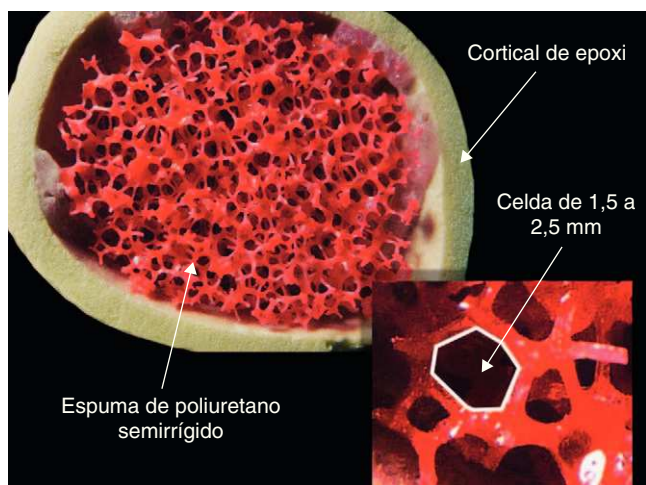


Figura 1 Detalle del análogo óseo sintético (Sawbone®): tejido cortical y trabecular simulados mediante resina epoxi y espuma de poliuretano de poro abierto, respectivamente.

ósea, envolviendo una espuma semirrígida de poliuretano de poro abierto compuesta por múltiples celdas de 1,5 a 2,5 milímetros (fig. 1), a modo de tejido óseo trabecular (modelos 1130-130 y 1117-131, Sawbones®, Pacific Research Laboratories, Inc., Malmo, Suiza). Las piezas se cortaron empleando los respectivos bloques de corte del instrumental de la prótesis de rodilla modelo Profix® (Smith&Nephew, Memphis, Tennessee, EE. UU.), fijadas en posición anatómica reproduciendo condiciones reales de trabajo durante la ATR, y siguiendo los pasos habituales recogidos en la técnica quirúrgica descrita por L. Whiteside, mediante guiado intramedular. Tras el lavado pulsátil de las piezas se consiguió eliminar los residuos derivados del corte y reproducir un entorno húmedo similar a las condiciones biológicas.

El cemento óseo empleado en este estudio fue el polimetilmetacrilato (PMMA) de fraguado rápido y alta viscosidad Palacos R® (Heraeus Medical GmbH, Wehrheim, Alemania). Este cemento se almacenó y preparó en un ambiente de temperatura y humedad relativa controlada. Los componentes del cemento no se sometieron a enfriamiento previo, preparando de forma manual en una batea la mezcla de los mismos, a una temperatura ambiente media de 19,5°C y una humedad relativa del 55-60%. Se siguieron las instrucciones del fabricante durante el proceso de mezclado. Cada ampolla de 20 ml de monómero fue mezclada con un sobre de 40 g de polímero, añadidos en dicho orden y realizando la mezcla en sentido horario mediante batido de frecuencia homogénea durante un tiempo de 30 segundos cronometrados. Cada batea de cemento permitió la cementación de dos piezas tibiales o femorales.

Se establecieron cuatro grupos de cementación, tanto para las piezas tibiales como para las femorales, con cuatro elementos en cada grupo ($n=4$), en función de la técnica de aplicación del cemento y la viscosidad aparente del preparado. Así, se estableció como "técnica M" la de cementación manual directa sobre la superficie ósea con presurización digital, ejerciendo la presión en dirección perpendicular a cada plano de corte; y la "técnica P" como la de cementación uniforme sobre toda la superficie interna del implante protésico. En cuanto a la viscosidad del

cemento, dos grupos se cementaron en el minuto dos desde la mezcla de componentes (M2 y P2) y otros dos en el minuto cinco (M5 y P5) (fig. 2). Para facilitar la reutilización de los componentes protésicos y hacer más dinámico el proceso de cementación de todas las piezas, se cubrieron las mismas con una capa de papel de aluminio no laminado de 11 μm de espesor, impregnado en su cara interna con vaselina pura. Como implantes protésicos, en el caso de las piezas tibiales se empleó una plancha de acero de 150 x 50 x 5 mm, y en las piezas femorales el escudo protésico talla 5. Los modelos cementados se cortaron utilizando una sierra de cinta diamantada de 0,25 mm de grosor, en idéntico plano sagital a 20 mm del margen medial de las piezas tibiales, y en el punto medio del cóndilo externo femoral, a 20 mm de su margen lateral.

Se tomaron fotografías digitales en plano paralelo al corte de las piezas a una distancia de 25 cm de las mismas, con un equipo réflex digital Olympus E-510 y objetivo de 14-42 mm, obteniendo imágenes de 10 megapíxeles, con una resolución de 314 ppp (puntos por pulgada) en formato JPEG (EXIF 2.2). Para el análisis digital de la imagen se empleó el programa Adobe Photoshop CS4®. El primer paso fue el reescalado de las imágenes, utilizando de referencia una escala milimetrada impresa que era adherida sobre la superficie de la pieza cementada (fig. 3). Mediante esta escala se ajustaron las pequeñas diferencias de proporción de cada fotografía, se realizó la conversión de píxeles a milímetros y se pudo ajustar también la magnificación de la plantilla digital del escudo femoral para presentarlo sobre la fotografía de las piezas femorales.

Para la medición del manto de cemento tibial, se definió una capa rectangular de 38 x 10 mm, delimitada en su parte superior por una línea de referencia que se presentaba sobre los límites corticales anterior y posterior del plano de corte tibial (fig. 4), mientras que para las piezas femorales se construyeron cinco zonas de medición correspondientes con los cinco planos de corte de estas piezas, utilizando de referencia la plantilla del escudo protésico (zona 1 = anterior, zona 2 = chaflán anterior, zona 3 = distal, zona 4 = chaflán posterior, zona 5 = posterior). Mediante la herramienta "Curvas" se trabajaba sobre el histograma de la imagen dentro de las respectivas zonas de análisis, con 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 quedaba claramente definido el manto de cemento como un área blanca homogénea. Mediante la herramienta "Varita mágica", ajustada con un 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 (fig. 5) se superponía por transparencia con la imagen original para comprobar que únicamente quedaba seleccionado el manto de cemento. Por último, con la herramienta "Grabar medidas" 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 el porcentaje de penetración (%P, calculado como el cociente $A_p \times 100/A_t$).

Además de la estadística descriptiva habitual, se realizó análisis inferencial mediante pruebas no paramétricas: Kruskal-Wallis para la comparación de más de dos pobla-

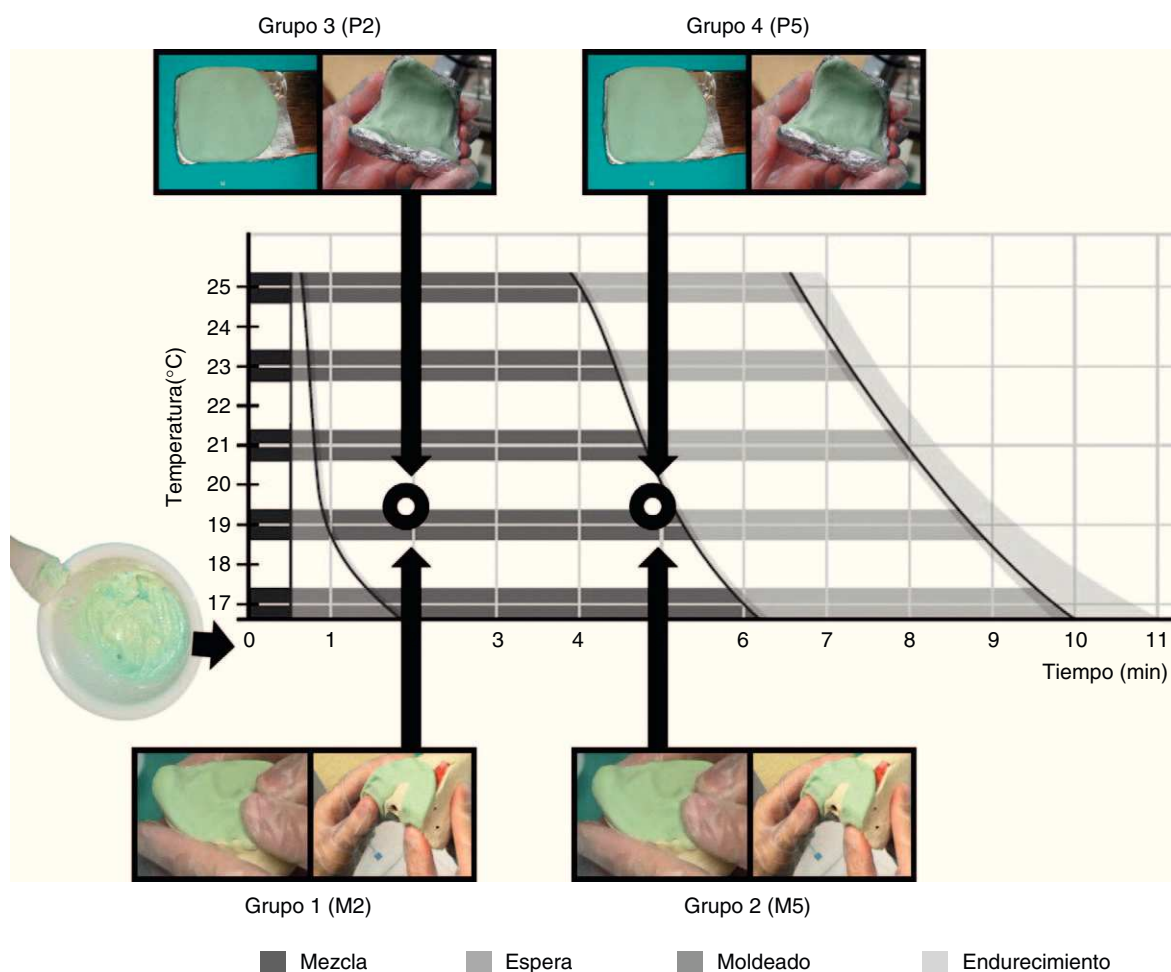


Figura 2 Grupos de cementación según técnica y minuto de aplicación del cemento óseo. M2 y M5: cementación sobre la superficie ósea con presurización digital en el minuto dos y en el minuto cinco. P2 y P5: cementación sobre el implante protésico.

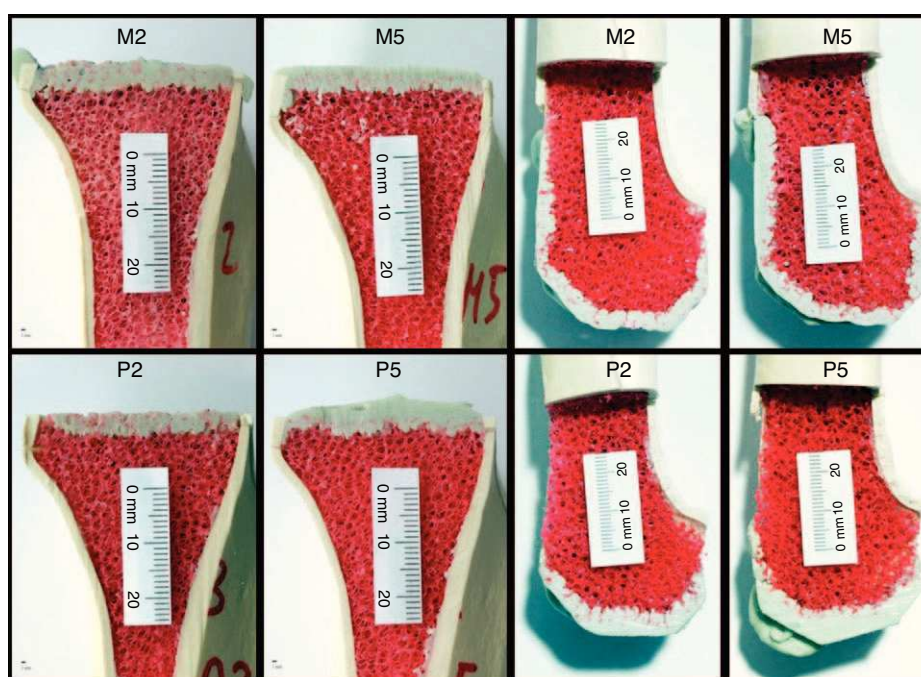


Figura 3 Fotografías digitales de piezas tibiales (izquierda) y femorales (derecha) para cada grupo de cementación, ya cortadas y presentadas con escala gráfica milimetrada. Cada imagen era centrada y reescalada para su posterior análisis.

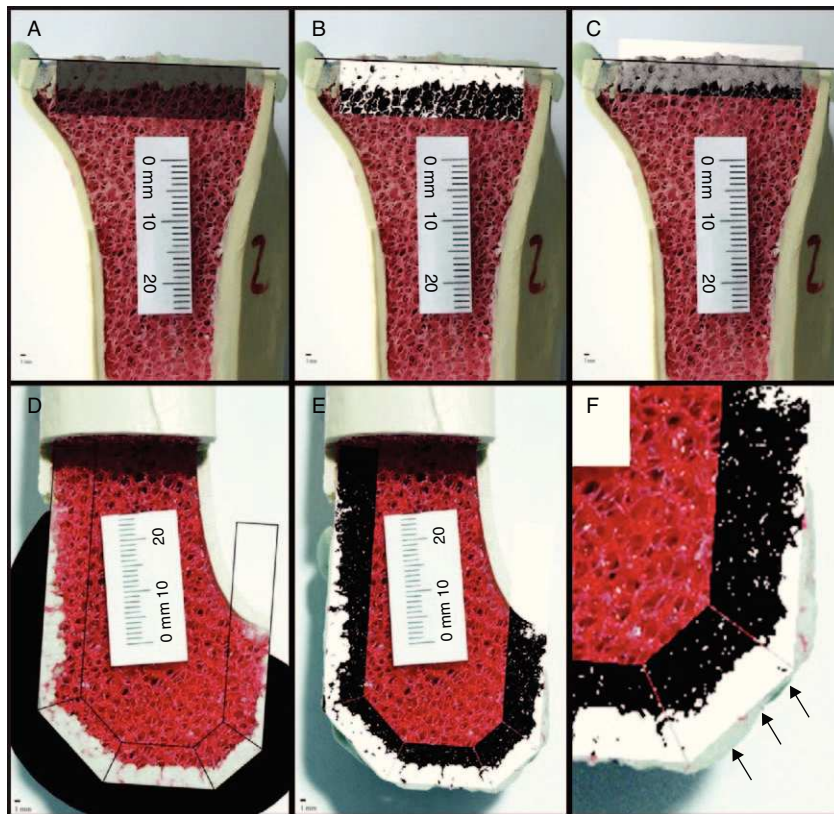


Figura 4 A) Área de medición del manto de cemento tibial, ajustada sobre márgenes corticales. B) Conversión del área a imagen binaria (duotono). C) Área de medición para el cálculo del porcentaje de penetración. D) Pieza femoral cementada con plantilla protésica ajustada. E) Delimitación de las cinco zonas femorales de estudio, en imagen binaria. F) Detalle del manto de cemento no penetrado y no incluido en la medición (flechas).

ciones y prueba de Mann-Whitney para el contraste de dos muestras independientes. Se empleó el paquete informático SPSS 18® (PASW Statistics 18) para Microsoft Windows®, estableciéndose el nivel de significación en $p \leq 0,05$.

Resultados

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 de 2,82 mm (2,27-3,08) y del grupo P5 de 2,14 mm (1,86-2,35), siendo estas diferencias estadísticamente significativas ($p=0,007$). En cuanto 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 ($p=0,2$) (fig. 6). Tampoco se encontraron diferencias significativas en cuanto al porcentaje de penetración entre los grupos en los que se aplicó el cemento con igual viscosidad, es decir entre M2 y P2 ($p=0,34$), y M5 y P5 ($p=0,06$).

En cuanto a los resultados de las piezas femorales, primero se calculó la penetración media del manto de cemento para cada zona de cementación femoral, con independencia de la técnica de cementación empleada (fig. 7).

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 éstas también significativas ($p=0,001$) (fig. 8).

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 (Ap), longitud del manto de cemento (An) y penetración media (Pr) en la zona 1 ($p=0,008$) y en la zona 5 ($p=0,009$), y para las variables Ap 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 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 de

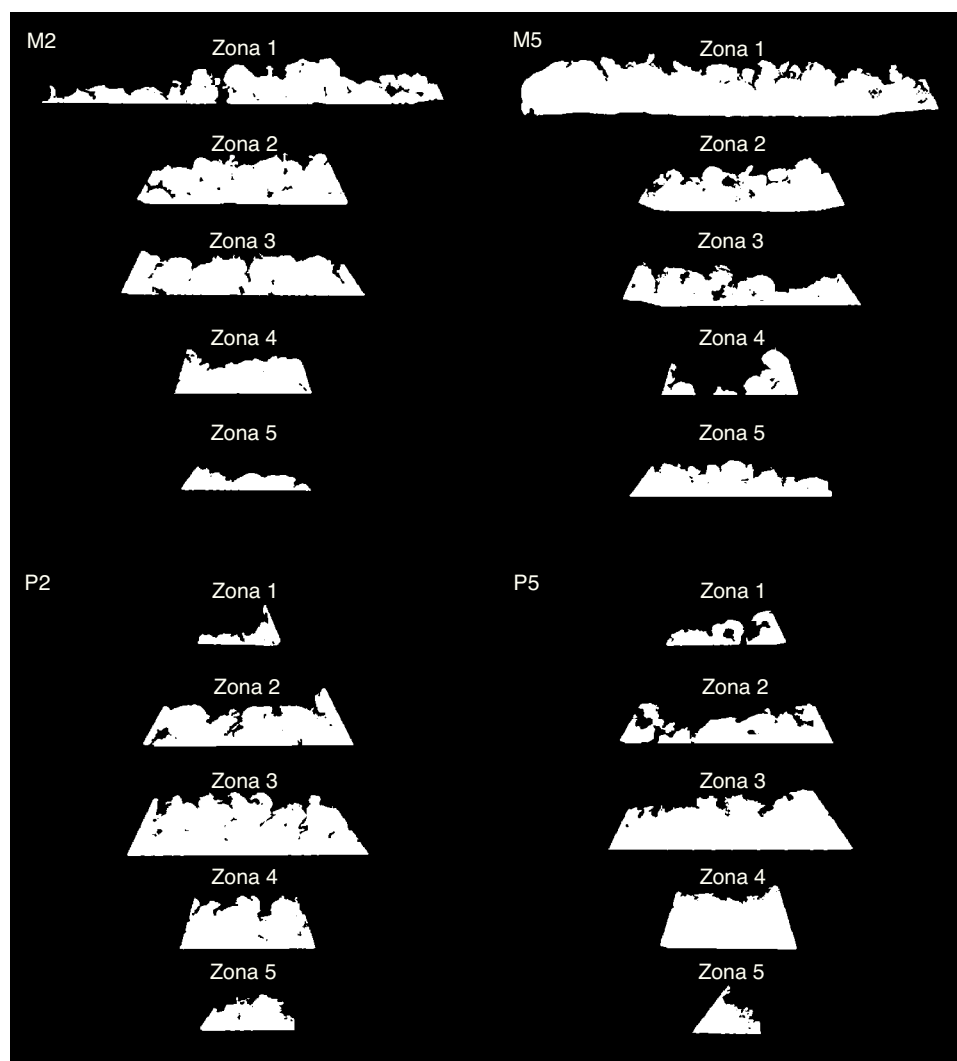


Figura 5 Representación del manto de cemento sustraído de cada zona de análisis femoral, para cada uno de los grupos de cementación. Obsérvese las diferencias de longitud en los planos tangenciales (zonas 1 y 5).

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 ($p=0,029$). Las diferencias de longitud del manto de cemento para estos dos planos se representan en la [figura 9](#), encontrándose también significación estadística ($p=0,029$).

Discusión

En este trabajo se ha ensayado la cementación de los componentes protésicos de una artroplastia total de rodilla empleando modelos óseos sintéticos validados. La decisión de utilizar estos modelos se ha fundado en tres motivos: la disponibilidad, al tratarse de piezas sintéticas idénticas del mismo tamaño y lado (algo difícil de conseguir con hueso cadavérico); la consistencia, pues se reduce mediante el empleo de modelos sintéticos la variabilidad interespécimen; y el coste, que también se reduce no solamente por el precio del modelo sintético respecto a una pieza de

cadáver, sino porque teóricamente es necesario un menor tamaño muestral. En nuestro estudio, los modelos empleados eran preparados mediante lavado pulsátil para conseguir una superficie ósea de cementación completamente libre de detritos, con la limitación obvia de la ausencia de médula ósea o presión de sangrado, y simular un medio ligeramente humedecido que reproduce mejor el comportamiento del análogo respecto al hueso natural¹⁰.

Numerosos factores influyen significativamente sobre la resistencia tensil y de cizallamiento de la interfaz hueso-cemento, pero resulta fundamental la interdigitación de ésta¹³. Mann et al realizaron sobre fémur proximal de cadáver un estudio para determinar la influencia de la interdigitación del cemento sobre las propiedades mecánicas de la interfaz, encontrando una relación lineal positiva entre la resistencia tensil de ésta y la cantidad de cemento interdigitado¹⁴. A este respecto, Walker et al fueron de los primeros en describir en un estudio prospectivo la aparición de radiolucencias a los dos años de la cirugía, encontrando una fuerte relación inversa entre la penetración inicial del cemento óseo y el desarrollo ulterior de

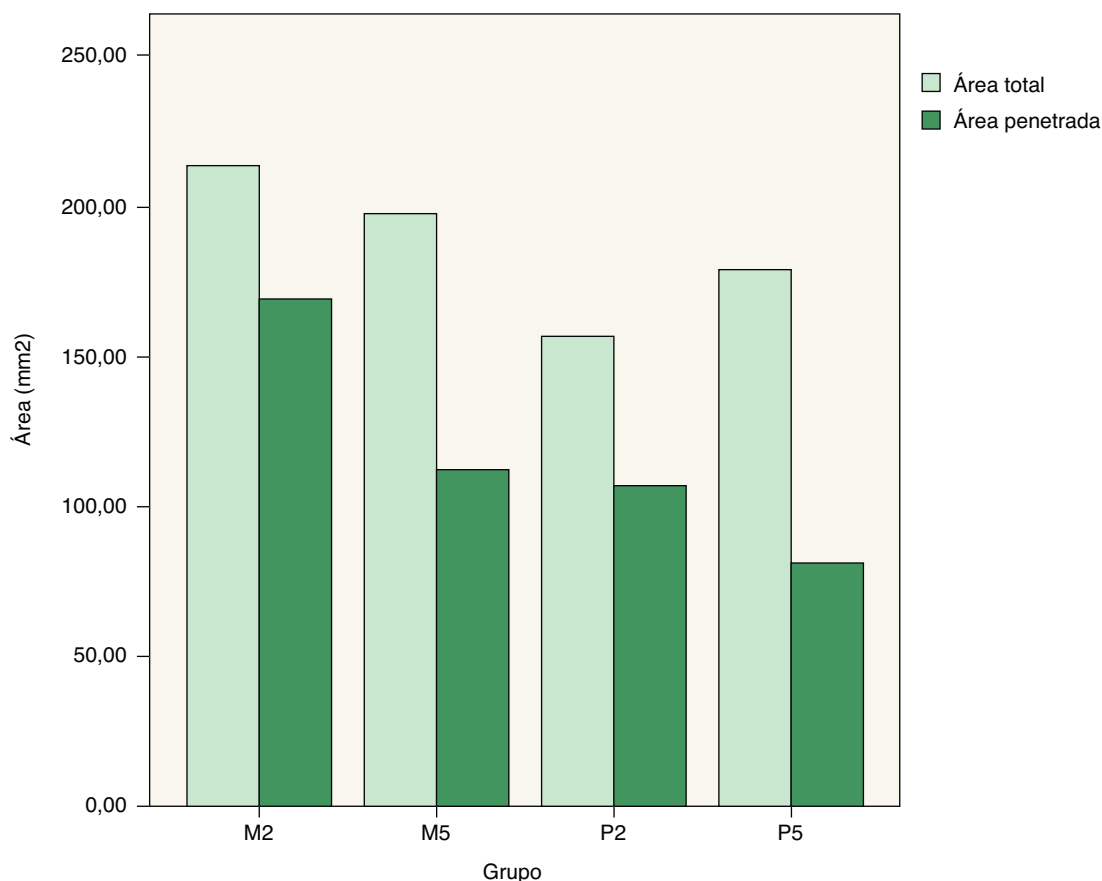


Figura 6 Representación del área total (At) del manto de cemento tibial, para cada grupo de cementación, junto al área penetrada (Ap).

estas líneas, recomendando una penetración ideal de dos a cuatro milímetros¹⁵. A su vez, Dorr et al analizaron los factores que influían en la intrusión del PMMA en la tibia mediante especímenes cadavéricos, llegando a la conclusión de que aplicando el PMMA de alta viscosidad entre el minuto segundo y tercero se conseguía una óptima profundidad de penetración, situada entre los dos y los cuatro milímetros¹⁶. Así, una penetración menor de uno o dos milímetros resulta en una muy débil interfaz hueso-cemento, predisponiendo claramente a la micromovilidad y el consecuente aflojamiento aséptico de la prótesis. Si la penetración supera los cinco milímetros puede inducir la necrosis del hueso por efecto térmico, y no se ve incrementada la fuerza sobre la interfaz^{17,18}. En nuestro estudio, los cuatro grupos de cementación tibial consiguen una penetración media comprendida entre dichos valores, estando el grupo M2 con una media de 4,44mm muy cerca del límite superior deseado, y el grupo P5 (2,14mm) cercano a la mínima penetración necesaria para una correcta interdigitación.

El cemento es presurizado dentro de los espacios del tejido trabecular, debiendo mantenerse una presión de al menos 76kPa durante 5 segundos para asegurar la adecuada penetración del cemento en el lecho óseo¹⁹. Si tenemos en cuenta que la presurización manual digital puede llegar a superar los 100kPa²⁰, se entiende cómo la presurización manual empleada con la técnica M llega a alcanzar cifras más altas de penetración media del manto de cemento. 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 empleo de estas técnicas²¹.

En nuestro estudio no se han encontrado diferencias de significación entre el grupo M5 y el grupo P2, lo que puede estar en relación con la capacidad que tiene el cemento de alta viscosidad para superar la resistencia a la penetración que ejerce la propia interfaz hueso-cemento²². En cuanto al porcentaje de penetración, cabe destacar la importancia del momento de aplicación con respecto a la proporción del manto de cemento que realmente interdigita en el tejido esponjoso. En el minuto dos, cuando la viscosidad aparente del acrílico es todavía baja, se consigue entre un 30 y un 40% más de penetración que al final de la ventana de aplicación del cemento (minuto cinco), cuando la viscosidad del cemento es más alta.

En general, la superficie condilar posterior en una ATR es objeto de una pobre técnica de cementación. Exponer y acceder a esta región para una correcta preparación de la superficie a cementar es realmente difícil. Los cortes posteriores para el componente femoral son únicos respecto a los otros planos de cementación, pues al implantar la pieza protésica ésta se mueve tangencialmente al plano posterior. El ajuste de la pieza es estrecho y no existe ningún mecanismo para lograr la intrusión activa del cemento si se coloca inicialmente sobre el componente. King et al fueron de los

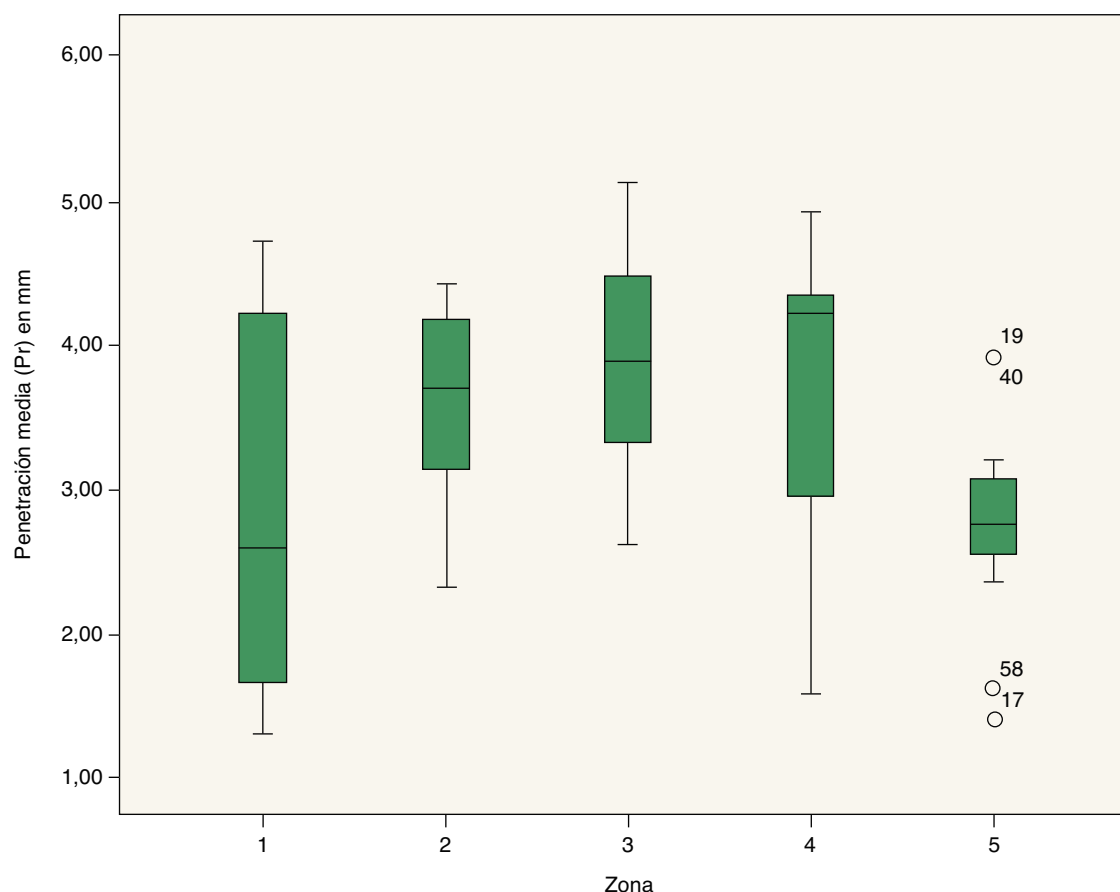


Figura 7 Diagrama de cajas representando la penetración media en milímetros para cada zona femoral de estudio, independientemente de la técnica de cementación.

primeros en describir la desproporcionada tasa de radiolucencias que aparecían en el fémur posterior tras ATR²³, concluyendo que el aflojamiento precoz de los implantes femorales resultaba de la pobre fijación protésica condilar posterior. En nuestro trabajo, la técnica M consigue, independientemente del momento de aplicación, una mayor longitud en el plano anterior y posterior respecto a la técnica P, que no llega al 50% de cobertura de la superficie ósea en estos cortes.

Nuestros resultados coinciden con los publicados en un reciente trabajo de Vaninbroux et al realizado también en modelos sintéticos, donde concluyen que la técnica que obtiene peores resultados en cada uno de los tres planos principales, y fundamentalmente en los cóndilos posteriores del componente femoral es la técnica de cementación sobre el propio implante protésico²⁴. Con similar enfoque, pero aplicado a la artroplastia de recubrimiento de la cadera, Scheerlinck et al publica recientemente un estudio realizado sobre hueso bovino donde valora la calidad del manto de cemento en función de la técnica de cementación, determinando igualmente 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 uniforme²⁵.

Como factores limitantes de nuestro trabajo podemos resaltar los propios de un estudio *in vitro*, como el haber

empleado modelos óseos sintéticos que, aunque validados, limitan la interpretación de resultados a un entorno preclínico, en ausencia de variables biológicas como el sangrado o la temperatura corporal del paciente. Además, no se han estandarizado algunos parámetros como el nivel de presurización aplicado al cementar. Sin embargo, el estudio comparativo entre las diferentes técnicas de cementación no pierde validez al resultar homogéneas las condiciones controladas de aplicación. Finalmente, hay que concretar respecto al método de medición basado en el análisis digital fotográfico de las piezas que se desconoce su variabilidad intra e interobservador, aunque este método resulta similar al empleado en otros trabajos²⁶⁻²⁸.

Finalmente, podemos concluir, que la técnica de cementación en ATR mediante aplicación directa del cemento sobre la superficie ósea con presurización digital consigue una mayor penetración media del manto de cemento y un mayor porcentaje de penetración que con la aplicación directa del cemento sobre los implantes protésicos. Las diferencias en cuanto al porcentaje de penetración entre ambas técnicas se hacen más notables cuanto mayor es la viscosidad con la que se aplica el cemento. Y en cuanto a la cementación tangencial de los cortes femorales anterior y posterior, resaltar que resulta precaria cuando se cementa sobre el implante, no mejorando en este caso al emplear cemento de una menor viscosidad.

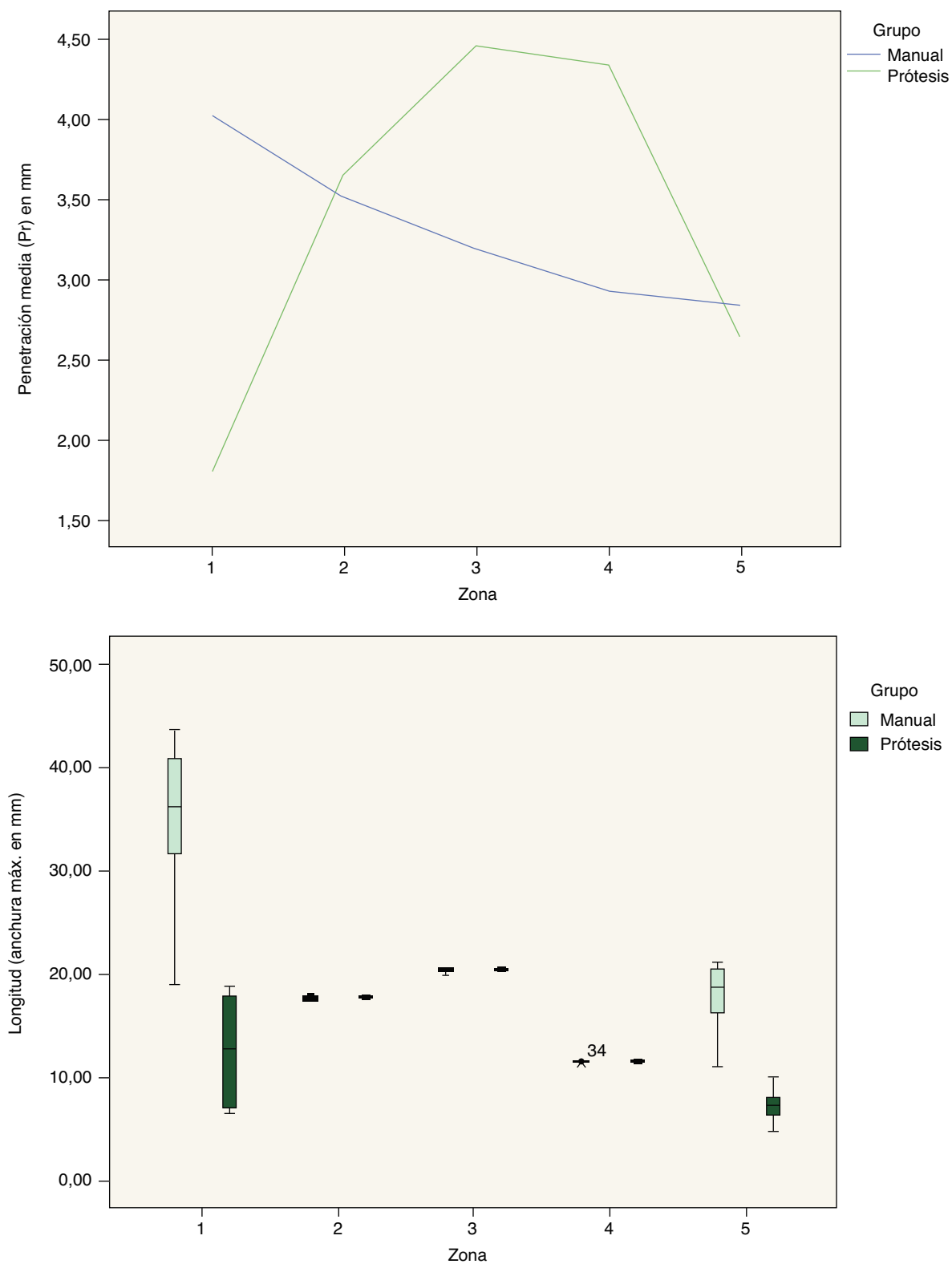


Figura 8 Representación de la penetración (arriba) y la longitud del manto de cemento (abajo) en el grupo de cementación manual (M2 + M5) y el grupo de cementación sobre prótesis (P2 + P5), para cada zona femoral.

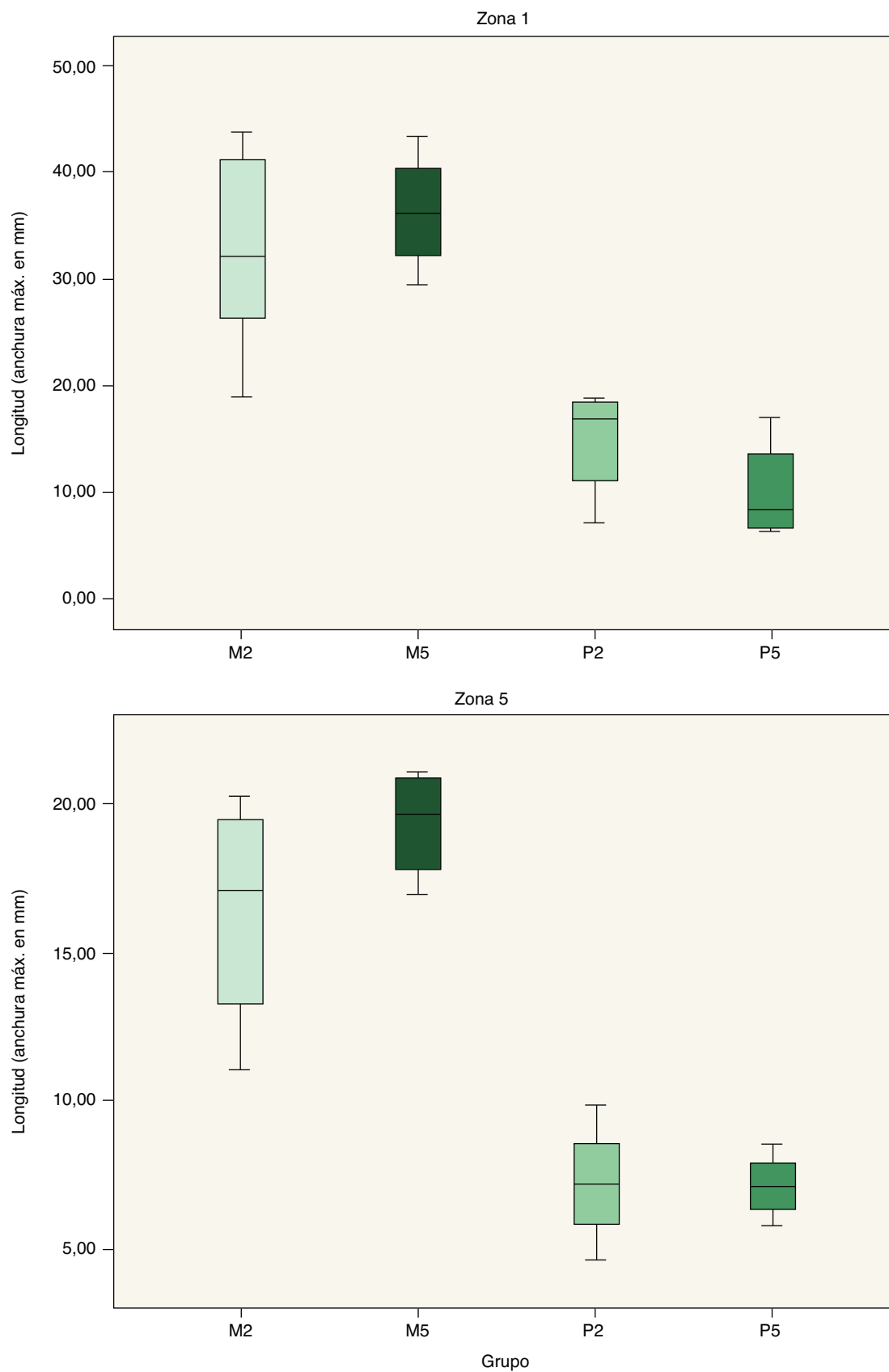


Figura 9 Diagrama de cajas representando la longitud del manto de cemento en las zonas de cementación tangencial: zona 1 (arriba) y zona 5 (abajo), para cada grupo de cementación femoral.

Nivel de evidencia

Estudio de investigación básica. Nivel de evidencia III.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Bibliografía

- 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;87:598–603.
- Keating EM, Meding JB, Faris PM, Ritter MA. Long-term followup 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 followup 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.
- Ferrer-Santacreu EM, Moreno-García AC, Arroyo-Salcedo G, Leal-Helmling JL, Ruiz-Yague M, Bello-Prats S. Supervivencia y resultado funcional a largo plazo de prótesis de rodilla no cementadas. *Rev Ortop Traumatol.* 2010;54:106–10.
- 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;91:889–95.
- 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 Biomech.* 1996;29:525–35.
- Cristofolini L, Viceconti M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models. *J Biomech.* 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 Biomech.* 2007;40:1158–64.
- Heiner AD. Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias. *J Biomech.* 2008 Nov 14;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 Biomech.* 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.
- 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.
- 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.
- King TV, Scott RD. Femoral component loosening in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1985;194:285–90.
- 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.
- 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.
- 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 Suppl 3:102–10.
- 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.
- 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.