

Trauma

Vol 23 nº 1 Enero/Marzo 2012

ISSN: 1888-6116

FUNDACIÓN MAPFRE

ÍNDICE | CONTENTS

- 5
Síndrome de cauda equina secundaria a hernia discal lumbar gigante
Cauda equina syndrome secondary to giant lumbar disc herniation
FAJARDO-ROMERO JF, TOMÉ-BERMEJO F, MADRUGA-SANZ JM
- 10
Estudio comparativo de mortalidad en ancianos, operados y no operados, con fractura de cadera
Comparative study of morbidity in elderly patients with hip fracture: operated vs. no operated
NAVARRETE FE, FENOLLOSA B, JOLÍN T
- 15
Estudio del impacto económico de las fracturas de cadera en nuestro medio
Economic burden of hip fracture in our community (North of Gran Canaria)
DE LA TORRE GARCÍA M, RODRÍGUEZ PÉREZ JC, MORENO MOREU N, ET AL.
- 22
Posición rotacional del componente tibial en las artroplastias de rodilla. Estudio comparativo entre instrumentación estándar y cirugía asistida con ordenador
Rotational position of the tibial component in knee arthroplasties. Comparative study between standard instrumentation and computer-assisted surgery
HERNÁNDEZ VAQUERO D, FERNÁNDEZ SIMÓN JM, CERVERO SUÁREZ J, ET AL.
- 29
La reparación del ligamento cruzado anterior: solución de un problema histórico en el siglo XX
Repair of the anterior cruciate ligament: solution to a historical problem in the 20th century
FORRIOL F, RIPOLL PL
- 48
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
- 59
Influencia de cefazolina y vancomicina en la resistencia al desgaste del cemento óseo
Impact of cefazolin and vancomycin on resistance to bone cement wear
SANZ RUIZ P, PAZ JIMÉNEZ E, DEL REAL ROMERO JC, ET AL.
- 64
Epónimos (5)
FORRIOL F

Contra la crisis, más I+D

F. Forriol

La revista *Fortune* ha presentado recientemente el listado de los diez empresarios con mayor influencia de todos los tiempos. Sin entrar a su valoración, incluye a seis empresarios de compañías tecnológicas. Se pueden imaginar: Steve Jobs (Apple), Bill Gates (Microsoft), Jeff Bezos (Amazon), Larry Page y Sergei Brin (Google), Mark Zuckerberg (Facebook) y Narayana Murthy (Infosys); los otros cuatro son los de FedEx, Starbucks, Southwest Airlines y Whole Food. Es una lista que puede ser criticable pero refleja el hecho evidente de que la tecnología mueve el mundo.

Mientras tanto, alguna revista científica internacional lanzó las alarmas cuando desapareció, en diciembre, el Ministerio de Ciencia y Tecnología; no menos llamativa fue la cancelación de subvenciones al Centro de Investigación Príncipe Felipe por la Comunidad Valenciana [1] o la petición por investigadores españoles de un mayor número de subvenciones [2]. Las conclusiones de la revista *Nature* son claras: «Cualquier país desarrollado sin una base científica clara se enfrenta a un futuro sombrío».

En 1998 nació el plan de I+D+i en el Ministerio de Educación y Ciencia, que en 2000 pasó a llamarse de Ciencia y Tecnología y en 2004 cambió de nuevo a Educación e Investigación. En 2008 se independizó en el flamante Ministerio de Ciencia e Innovación y en la actualidad ha pasado a depender del Ministerio de Economía y Competitividad. Demasiados viajes para encontrar una estabilidad.

Estamos en tiempos de crisis y los recortes deben controlar el déficit, la deuda y el gasto no productivo, con la reforma de un mercado laboral y de un sector público hipertrofiado. Pero hay gastos que no solo no son improductivos sino que aportan mucha riqueza. La Ley de la Ciencia española permitió pasar del 1% en la producción mundial en publicaciones en 1986, al 2,3% en 2004 y alcanzar el 3,2% en 2007. Es cierto que el número de publicaciones científicas indexadas no dice mucho del número de patentes o del desarrollo tecnológico de un país, pero demuestra una red de trabajo científico, una masa gris que piensa y sueña con la posibilidad de crear soluciones a ciertos problemas y nuevos recursos. Mientras España propone sus recortes en ciencia, Alemania aumenta un 5% su presupuesto destinado a I+D. En estos momentos España es el sexto país que menos apuesta por la I+D+i de la CE [3].

En España la decisión de gastar dinero en investigación no solo le compete o es responsabilidad del Estado, sino que está compartida con las 17 comunidades autónomas, por lo que los intereses y objetivos son muy variados. Por otra parte, como el ciudadano no es consciente de la trascendencia de este gasto –en realidad una inversión–, es fácilmente rescindible sin levantar protestas ni suspicacias.

No todo es un problema estatal. Las empresas españolas financian el 43% del coste de I+D, mientras que la Unión Europea recomienda alcanzar el 60% de financiación privada y en Alemania ésta alcanza el 70%.

Por otra parte, los jóvenes españoles que quieren dedicarse a la investigación no lo tienen fácil y antes de engrosar las listas del paro procuran lanzarse a la aventura y buscar otros paraderos en países con mayores recursos que el nuestro.

España forma universitarios para que otros se aprovechen. Cuando escuchamos que Harvard capta todos los años 400 millones de dólares para investigación tenemos que pensar que esos centros están en otro país donde la población o, mejor, la ciudadanía tiene otra mentalidad, posee estructuras que permiten donaciones de manos privadas sin levantar suspicacias y leyes que permiten ventajas para todos. Y sobre todo, son sociedades que ofrecen garantías de transparencia sobre qué se hace con su dinero y de que este será utilizado para obtener resultados. Los centros y los investigadores son evaluados y se separa claramente lo que es investigación de lo que es docencia y, en el caso de la medicina, de lo que es clínica.

Hay modelos que han resultado exitosos, han funcionado y han obtenido buenos resultados. Pero sobre todo han enseñado que la innovación no es una marca que vende, es una manera de organizar el futuro y un futuro con riqueza. ■

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. <http://www.nature.com/news/2011/111101/full/news.2011.623.html>
2. <http://blogs.nature.com/news/2012/01/spanish-researchers-petition-for-taxpayer-donations.html>
3. Varios. Crisis = - (I+D). *Nuestro Tiempo* 2012; 673:29-37.

Síndrome de cauda equina secundaria a hernia discal lumbar gigante

Cauda equina syndrome secondary to giant lumbar disc herniation

Fajardo-Romero JF, Tomé-Bermejo F, Madruga-Sanz JM

Unidad de Cirugía de la Columna. Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Hospital Virgen de la Salud, Toledo.

Resumen

Objetivo: Relacionar los hallazgos clínicos de presentación de síndrome de cauda equina secundario a hernia discal lumbar con el resultado final en cinco pacientes.
Pacientes y metodología: Presentamos una serie de 5 pacientes con SCE secundario a hernia discal lumbar gigante confirmado por RMN, sometidos a discectomía más descompresión temprana del canal medular.
Resultados: La descompresión quirúrgica se realizó de forma urgente, todas las pacientes presentaban trastornos viscerales al ingreso. A pesar del tratamiento precoz, solo tres pacientes experimentaron una recuperación completa de la disfunción visceral y de los déficits motor y sensitivo previos.
Conclusiones: La descompresión precoz, en ningún caso va en detrimento del pronóstico, y puede ser de ayuda para prevenir que una lesión incompleta progrese hacia una parálisis completa de esfínteres.
Palabras clave:
Síndrome de cauda equina, hernia discal, discectomía.

Abstract

Objective: To determine the relation between clinical symptoms at presentation and the outcomes in a group of patients with CES secondary lumbar disc herniation.
Patients and method: We present 5 patients with CES secondary to a giant lumbar disc herniation confirmed by MRI, submitted to discectomy and early decompression of the spinal canal.
Results: Urgent surgical decompression was performed, all the patients were presenting visceral dysfunction on admission. Despite early treatment, only three patients have experienced a complete recovery of the visceral dysfunction and motor and sensory previous symptoms.
Conclusions: The influence in a delay in the surgical treatment may well be overestimated due to the classic recommendations of the first published studies. However, early decompression is not detrimental, and may help to prevent an incomplete lesion progressing to complete sphincter paralysis.
Key words:
Cauda equina syndrome, lumbar disc herniation, discectomy.

Introducción

El síndrome de cauda equina (SCE) es una entidad poco frecuente y cuya presentación clínica describe un amplio espectro de signos y síntomas producidos por la compresión de las raíces nerviosas en el canal medular a nivel de

la cola de caballo [1][2]. Una de las causas etiológicas más frecuentemente relacionada con este proceso es una hernia discal lumbar, con una incidencia aproximada de un 1-2% [3-5], siendo los niveles L4-L5 y L5-S1 los más afectados. El SCE es manejado habitualmente como una urgencia quirúrgica, sin embargo existe controversia en la literatura acerca del momento adecuado para la realización de la intervención quirúrgica, y su relación temporal con los mejores resultados clínicos [5][6]. La mayoría de los autores coinciden en que la intervención quirúrgica precoz ofrece mejores resultados, y la recomiendan dentro de las prime-

Correspondencia
F. Tomé Bermejo
Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología
Hospital Virgen de la Salud. Avda. Barber, 30. 45004 Toledo, España.
felix tome@hotmail.com

ras 24-48 horas del inicio de los síntomas. La descompresión quirúrgica temprana podría revertir déficits neurológicos, prevenir parálisis neurológicas irreversibles y reducir complicaciones como el dolor crónico. Sin embargo, la gravedad y el compromiso previo de los síntomas puede ser más determinante que el propio momento de la cirugía [2][4]. Únicamente el 1-2% de las hernias discales lumbares va a provocar la presencia de un SCE, con una incidencia estimada de hasta 1,8 casos por millón de habitantes, por lo que es una patología infrecuente, lo que dificulta establecer un pronóstico definitivo [3-5]. Otras causas de SCE son los tumores espinales, hematomas, fracturas, procesos infecciosos, o la manipulación quiropráctica inadecuada [6-9].

Presentamos cinco pacientes que debutaron con un cuadro de dolor lumbar irradiado por miembros inferiores asociando debilidad para la marcha, hipoestesia en silla de montar y alteraciones urinarias. La resonancia magnética (RM) realizada de urgencias demostró en todos los casos la presencia de una hernia discal lumbar gigante con compresión

del saco dural, como causa del cuadro neurológico. Los cinco pacientes fueron intervenidos de urgencia mediante discectomía y descompresión del saco dural. El propósito de este trabajo es relacionar de forma retrospectiva los hallazgos clínicos de presentación con el resultado final de estos pacientes tratados quirúrgicamente por SCE secundaria a hernia discal lumbar gigante, para revisar y actualizar algunos conceptos sobre el valor pronóstico de la clínica de presentación, el diagnóstico y la descompresión precoz, en el tratamiento de esta entidad.

■ Pacientes

Los cinco pacientes (Tabla 1) fueron diagnosticados de SCE secundaria a hernia discal lumbar gigante, e intervenidos de urgencia. Todos fueron mujeres con edades comprendidas entre los 25 y los 58 años. El tiempo medio desde la aparición de los síntomas hasta la cirugía fue de 8 días (rango de 1-14 días). Los criterios de inclusión del estudio fueron la presencia de una clínica compatible con SCE (dolor lumbar, ciática uni/bilateral, anestesia en silla de montar, déficit motor y/o sensitivo de MMII, y evidencia de alteración visceral pélvica al manifestar incontinencia fecal y/o urinaria y disfunción sexual), y la presencia de una hernia discal lumbar confirmada mediante RM, como causa del cuadro neurológico».

De los cinco pacientes, dos referían no haber presentado nunca un episodio de lumbalgia con anterioridad. Los otros tres pacientes sí presentaban antecedentes de dolor lumbar crónico; sin embargo, solo dos de los tres pacientes con antecedentes de dolor lumbar crónico habían consultado previamente alguna vez por dolor lumbar. La paciente que presentaba la historia más larga de dolor lumbar era la de menor edad, con 10 años de evolución (paciente 4). En cuanto al tiempo transcurrido entre el inicio de los síntomas y la atención médica, solo una paciente consultó a las 24 h del inicio del cuadro agudo (paciente 1), los otros cuatro pacientes presentaban una evolución de una semana o más de sus síntomas antes de solicitar asistencia médica.

Los síntomas más prevalentes fueron la presencia de hipoestesia en silla de montar y la alteración urinaria, presentes ambos en todos los pacientes, seguidos del déficit motor de miembros inferiores en cuatro pacientes y la alteración de los reflejos en tres. Todos refirieron alteraciones sensitivas, hipoestesia en silla de montar, al principio del cuadro. Sin embargo, ningún paciente concedió relevancia a este síntoma ni lo relacionó con su enfermedad lumbar. Cuatro de los pacientes acusaron alteración motora en grado variable, desde debilidad generalizada de miembros inferiores hasta dos pacientes con una marcada pérdida de fuerza para la dorsifle-

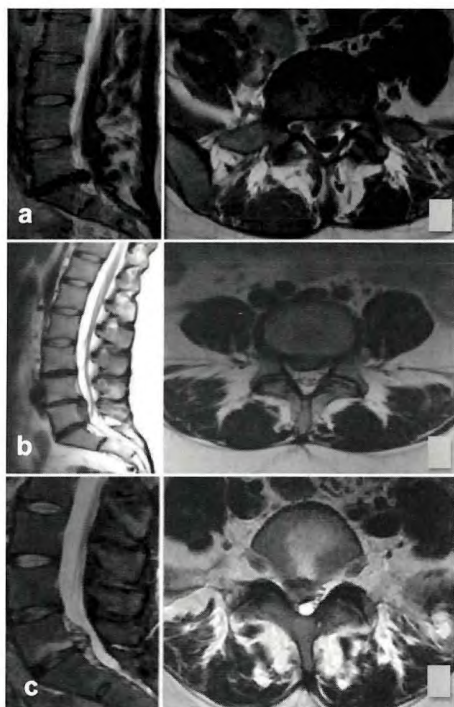


Fig. 1. a) Paciente 1: Mujer de 31 años. RMN que demuestra la presencia de una hernia discal lumbar gigante L5-S1 paramedial derecha ocupa prácticamente todo el canal, comprimiendo el saco dural; b) Paciente 4: Mujer de 25 años. RMN que evidencia una hernia discal lumbar gigante L4-L5 con migración caudal; c) Paciente 5: Mujer de 43 años. RMN que demuestra la presencia de una hernia discal lumbar gigante L5-S1 posterocentral derecha con compresión del saco dural.

Tabla 1. Resumen de historia clínica, exploración, pruebas por imagen y secuelas tras SCE

Antecedentes			Episodio agudo						Secuelas		
Paciente	Sexo/ Edad	Dolor lumbar crónico	Lumbociática aguda	Déficit Motor de MMII	Reflejos Alterados	Hipoest. Silla de Montar	Alteración urinaria/ fecal	RMN	Secuela Motora	Secuela Sensitiva	Secuela urinaria/ fecal
1	♀/31	3 años	24h. ciatalgia bilateral de predominio derecho	↓ fuerza dorsiflexión ambos pies 2/5	abolición aquileo bilateral	Sí	urgencia y tenesmo vesical	HD gigante L5-S1 paramedial derecha	No	parestias muslos bilat. dolor lumbar crónico	No
2	♀/58	Sí	< 1 semana	No	No	Sí	urgencia miccional	HD gigante L5-S1 central con canal estenosado degenerativo	No	No	No
3	♀/46	No	< 10 días con ciatalgia bilateral	↓ fuerza MMII generalizada	No	Sí	urgencia miccional	HD gigante L5-S1 paramedial	No	No	No
4	♀/25	10 años	2 semanas parestias pierna derecha	↓ fuerza ambos cuádriceps 3/5 ↓ fuerza dorsiflexión ambos pies 2/5	atenuación de reflejos de forma bilateral	Sí	urgencia y tenesmo vesical	HD gigante L4-L5 con migración caudal	No	No	No
5	♀/43	No	1 sem. lumbalgia y 24h. ciatalgia bilateral	debilidad progresiva para la marcha	abolición aquileo dech.	Sí	retención urinaria	HD gigante L5-S1 paramedial derecha	↓ fuerza proximal MMII	No	tenesmo vesical

xión de los pies a 2/5. La exploración de los reflejos tendinosos presentaba alteración en forma de atenuación o abolición del reflejo aquileo bilateral en tres casos (pacientes 1,4 y 5).

Todos los pacientes referían clínica de alteración urinaria, la mayoría en forma de irritación urinaria (tenesmo y urgencia miccional), y solo un paciente presentaba ya retención urinaria al ingreso (paciente 5).

La RM confirmó la presencia de una hernia discal de localización L5-S1 en cuatro de los pacientes, y de localización L4-L5 en uno.

Tras la descompresión quirúrgica todos los pacientes experimentaron una sensible mejoría de su sintomatología inicial. De los cuatro pacientes con clínica de afectación motora, solo uno presentó debilidad proximal de miembros inferiores tras el seguimiento (paciente 5); otro presentó alteración sensitiva en forma de parestias en ambos muslos y dolor lumbar crónico (paciente1) y otro mostró secuelas urinarias en forma de tenesmo vesical (paciente 5).

Los pacientes 1 y 5 representan aquellos casos que fueron sometidos a una intervención quirúrgica más precoz desde el inicio de la sintomatología (menos de 48 h). Sin embargo, paradójicamente, los pacientes que fueron intervenidos con un mayor tiempo de evolución tras el inicio de los sín-

tomas (pacientes 2, 3 y 4) fueron los que mostraron mejor recuperación de los síntomas iniciales.

La paciente 5, a pesar de haber sido sometida a una descompresión quirúrgica precoz, representa el caso con un mayor número de secuelas (debilidad proximal de miembros inferiores y tenesmo vesical). Sin embargo, esto podría estar relacionado con la severidad de sus síntomas, ya que la paciente 5 representa el caso con una afectación vesical más evolucionada, al presentar ya retención urinaria en el momento de la descompresión.

I Discusión

El SCE es un conjunto de síntomas y signos producidos por la compresión de las raíces nerviosas en el canal medular de la cola de caballo [1][2]. A pesar del tratamiento quirúrgico precoz, la literatura describe un incierto resultado clínico final y refleja el interés por identificar las variables preoperatorias asociadas a un mejor resultado postquirúrgico [2][7]. Dos estudios previos [2][3] constatan la dificultad en el diagnóstico del SCE. En función de las raíces afectadas, el paciente puede presentar dolor lumbar, ciática uni/bilateral, anestesia en silla de montar, déficit motor y sensitivo de miembros inferiores y evidencia de alteración

visceral pélvica al manifestar incontinencia fecal o urinaria y disfunción sexual [2][10][11]. Qureshi *et al.* [2], encontraron que los hallazgos más consistentes de un SCE fueron la disfunción urológica (91%), el dolor lumbar con ciatalgia (85%) y la alteración de la sensibilidad perineal (82%), por lo que la presencia de cualquiera de estos síntomas en el contexto clínico, requerirá una valoración clínica y estudio de imagen urgente. Young [12] observa que el 39% de los casos no presentaban síntomas de afectación neurológica de MMII en su debut.

Tandon y Sankaran [13] describieron tres tipos de presentación del SCE; SCE de rápida aparición sin una historia previa de lumbalgia, con alteración vesical aguda con antecedentes de lumbociática previa o lumbalgia o lumbociática crónica con síntomas de SCE progresiva. Por lo tanto, el SCE puede presentarse desde una forma aguda y establecerse en solo unas horas, hasta desarrollarse de forma gradual y progresiva durante semanas o meses. Además, el grado de disfunción vesical presente en el SCE varía entre los distintos pacientes entre una disfunción vesical completa y la disfunción incompleta, y su distinción clínica es de vital importancia a la hora de diferenciar entre los pacientes que presentan un déficit neurológico genuino de aquellos que únicamente presentan una retención urinaria por el dolor.

Clásicamente, el SCE ha sido considerado una urgencia quirúrgica [14]. La descompresión quirúrgica elimina los factores mecánicos causantes de la lesión neurológica [15]. Shapiro *et al.* [16], en un estudio retrospectivo con 44 pacientes, observaron que los pacientes intervenidos después de las 48 horas del inicio de los síntomas tienen una probabilidad mayor de sufrir secuelas de carácter permanente. En un meta-análisis, Ahn *et al.* [17] también resaltan una menor probabilidad de secuelas permanentes en los casos intervenidos de forma precoz, en las primeras 48 horas. E incluso, Kohles *et al.* [6] concluyeron que cuanto más precoz fuera la cirugía, incluso en las primeras 24 horas, mejores resultados se obtendrán. Esto fue demostrado por Todd *et al.* [14], al ver que los pacientes intervenidos el primer día tienen mayor probabilidad de recuperación vesical. Sin embargo, otros autores no han podido demostrar diferencias en ninguno de los parámetros clínicos evaluados, entre aquellos pacientes intervenidos antes y después de las primeras 48 horas del inicio de los síntomas [2][4][5][7]. La cuestión es por tanto, hasta qué extremo, estas variaciones en tiempo de evolución y gravedad de la compresión, tienen valor pronóstico [15].

La mayoría de las series publicadas abogan por una descompresión precoz [14] a pesar de no poder demostrar una correlación entre el momento de la cirugía y los resultados clínicos. Gleave y MacFarlane [18] proponen que el pronós-

tico de recuperación podría tener relación con la naturaleza e intensidad de la compresión más que con la velocidad a la que las raíces son comprimidas. En el SCE en progresión, los síntomas por irritación vesical iniciales suelen dar paso a la pérdida progresiva de la sensibilidad vesical y uretral y la disminución del calibre miccional, y la compresión progresiva producirá retención urinaria no dolorosa e incontinencia por rebosamiento. La aparición de una vejiga incontinente e insensible representa el estadio final y es reflejo de un SCE completo de difícil recuperación, independientemente del momento de la cirugía. Los estudios urodinámicos demuestran que no es posible una recuperación completa de la parálisis vesical y la pérdida del control esfinteriano es posiblemente la secuela peor tolerada en un SCE. El pronóstico del SCE puede ser más favorable cuando el síndrome permanece incompleto en el momento de la descompresión quirúrgica y el mayor determinante pronóstico no sería el momento de la cirugía sino la gravedad del déficit [2][3].

La mayoría de las series publican mejores resultados en la recuperación motora en comparación con la recuperación sensitiva tras la descompresión y aproximadamente un 75% de los casos de SCE, llegarán a tener una función urológica aceptable. En nuestra serie, solo una paciente presentó persistencia de síntomas sensitivos, habiendo recuperando las funciones motora y vesical. Sin embargo, la paciente 5 a pesar de experimentar una recuperación sensitiva completa, presentó un déficit motor proximal de extremidades inferiores y fue el único caso con secuelas vesicales permanentes. Paradójicamente, los pacientes que fueron intervenidos con un mayor tiempo de evolución tras el inicio de los síntomas son los que han mostrado una mejor recuperación.

A pesar de no poder demostrar los beneficios de la descompresión quirúrgica precoz, nuestro estudio solo debiera ser considerado como punto de partida para la realización de otros estudios multicéntricos con un mayor número de pacientes. Dado la infrecuente presentación del SCE en la población y la dificultad para realizar estudios prospectivos y aleatorizados, pensamos que es difícil que las interrogantes planteadas acerca del valor pronóstico de la clínica de presentación y de la descompresión precoz puedan ser resueltas definitivamente.

La influencia en un retraso en el tratamiento quirúrgico puede haberse sobreestimado debido a las recomendaciones clásicas de los primeros estudios publicados. Sin embargo, la descompresión temprana en ningún caso irá en detrimento del pronóstico y podría prevenir la progresión hacia una parálisis completa de esfínteres [2][4]. El objetivo, por tanto, debiera ser la descompresión quirúrgica dentro de las

primeras 48 horas, teniendo en cuenta que los resultados podrían llegar a ser superiores con un tratamiento dentro de las primeras 24 horas [15].

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Small SA, Perron AD, Brady WJ. Orthopedic pitfalls: Cauda Equina Syndrome. *Am J Emerg Med* 2005; 23:159-63.
2. Qureshi A, Sell P. Cauda Equina Syndrome treated by surgical decompression. *Eur Spine J* 2007; 16:2143-51.
3. Busse JW, Bhandari M, Schnittker JB, Reddy K, Dunlop RB. Delayed presentation of Cauda Equina Syndrome secondary to lumbar disc herniation: functional outcomes and health-related quality of life. *J Can Ass Emerg Phys* 2001; 3:285-91.
4. Olivero WC, Wang H, Hanigan WC, Henderson JP, Tracy PT, Elwood PW, *et al.* Cauda Equina Syndrome (CES) from lumbar disc herniations. *J Spinal Disord Tech* 2009; 22:202-6.
5. Shepherd RH. Diagnosis and prognosis of Cauda Equina Syndrome produced by protrusion of lumbar disk. *Br Med J* 1959; 5164:1434-9.
6. Kohles SS, Kohles DA, Karp AP, Erlich VM. Time dependent surgical outcomes following Cauda Equina Syndrome diagnosis: coments on a meta-analisis. *Spine* 2004; 29:1281-7.
7. McCarthy MJ, Aylott CE, Grevitt MP, Hegarty J. Cauda Equina Syndrome factors affecting long-term functional and sphincteric outcome. *Spine* 2007; 32:207-16.
8. Barriga A, Villas C. Síndrome de Cauda Equina por hernia discal gigante. *Rev Med Univ Navarra* 2002; 46:33-5.
9. Molina Ros A, Matamalas Adrover A, García de Frutos A. Síndrome meníngeo y síndrome de cola de caballo tras cirugía de hernia discal lumbar L5-S1: evolución a los dos años. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol* 2009; 53:278-80.
10. Hussain SA, Gullan RW, Chitnavas BP. Cauda Equina Syndrome. *Br J Neurosurg* 2003; 17:164-7.
11. Herrera Rodríguez A, Vela Rodríguez J. Estenosis de canal lumbar. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol* 2002; 46:351-72.
12. Young RH. Protrusion of intervertebral discs. *Proc R Soc Med* 1947; 40:233-6.
13. Tandon PN, Sankaran B. Cauda Equina Syndrome due to lumbar disc prolapse. *Indian J Orthop* 1967; 1:112-9.
14. Todd NV. Cauda Equina Syndrome: the timing of surgery probably does influence outcome. *Br J Neurosurg* 2005; 19:301-6.
15. Gardner A, Gardner E, Morley T. Cauda Equina Syndrome: a review of the current clinical and medico-legal position. *Eur Spine J* 2011; 20:690-7.
16. Shapiro S. Medical realities of Cauda Equina Syndrome secondary to lumbar disc herniation. *Spine* 2000; 25:348-52.
17. Ahn UM, Ahn NU, Buchowski JM, Garrett ES, Sieber AN, Kostuik JP. Cauda Equina Syndrome secondary to lumbar disc herniation. A meta-analysis of surgical outcomes. *Spine* 2000; 25:1515-22.
18. Gleave JR, Macfarlane R. Cauda Equina Syndrome: what is the relationship between timing of surgery and outcome? *Br J Neurosurg* 2005; 16:325-8.

Conflicto de intereses

Los autores no hemos recibido ayuda económica alguna para la realización de este trabajo. Tampoco hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial. Ninguna entidad comercial ha pagado, ni pagará, a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estamos afiliados.

Estudio comparativo de mortalidad en ancianos, operados y no operados, con fractura de cadera

Comparative study of morbidity in elderly patients with hip fracture: operated vs. no operated

Navarrete FE ¹, Fenollosa B ², Jolín T ³

¹ Cirugía Ortopédica y Traumatología. ² Departamento Bioestadística. Hospital Universitario «La Fe». ³ Cirugía Ortopédica y Traumatología. Hospital Clínico Universitario, Valencia.

Resumen

Objetivo: Comparar la tasa de mortalidad, el estado funcional, mental y las complicaciones en pacientes, mayores de 60 años, con fractura de cadera tratados mediante cirugía o de modo conservador.

Material y método: Se compararon dos grupos de pacientes, uno con tratamiento conservador (N=111) y otro con pacientes operados (N=90). Los registros se tomaron al mes, tres, seis y 12 meses de la fractura y la mortalidad se estudió mensualmente.

Resultados: En el estado funcional observamos un deterioro funcional grave durante el primer mes en ambos grupos, con mejor recuperación en los pacientes intervenidos. El estado mental siguió curvas paralelas, con mejores resultados en el grupo de los operados. Las complicaciones fueron constantes en ambos grupos desde la fractura, siendo mayor en los pacientes que no se operaron. La mortalidad en el grupo con tratamiento conservador fue máxima en los tres primeros meses.

Conclusión: Las complicaciones y tasas de mortalidad son superiores en aquellos pacientes que no se operan.

Palabras clave:

Fractura de cadera, mortalidad, factor de riesgo.

Abstract

Objective: To compare mortality in patients older than 60 years after hip fracture depending on if they are operated or treated without surgery. To study differences in functional and general state and to analyse complications.

Material and method: We made two group, one group was formed with 111 no operated patients (study group) and the other one with 90 patients operated (control group). Dates were collected at 1, 3, 6 and 12 month after fracture. We analyzed each month the mortality of our patients.

Results: There was a great functional decrement in both groups, but with a better recover in operated patients. We found a similar evolution in both groups for mental state, but with better results in operated. Number of complications was constant in both groups since fracture time, but there were more complications in study group. Mortality was maxim in study group at 3 months, while in control group it was constant during the study period.

Conclusion: Complications and mortality after hip fracture is greater in no operated patients.

Key Words:

Hip fracture, mortality, risk factor.

Introducción

Las fracturas de cadera suponen hoy en día un verdadero reto para el traumatólogo por su elevada incidencia en la sociedad, lo que conlleva un fuerte impacto social, económico y laboral (1-4). En estas fracturas se acepta que el tratamien-

to quirúrgico es el electivo, pero existe un porcentaje de pacientes que, tras sufrir una fractura de cadera, son tratados de modo conservador dado que tienen un riesgo vital en caso de intervención. La realización o no de una operación quirúrgica se decide tras valorar los factores intrínsecos y extrínsecos individuales de cada paciente.

El deterioro en la evolución del estado funcional y mental tras la fractura de cadera en pacientes de edad avanzada ha sido largamente documentado en la bibliografía [5-6]. La capa-

Correspondencia

F.E. Navarrete

Av. Francia 2, 30. 46023 Valencia

enavarrete3@yahoo.es

cidad de recuperación funcional en el grupo de pacientes que son intervenidos sufre un deterioro funcional respecto a su estado previo a la fractura y la mayoría alcanzan una autonomía que les permite realizar sus desplazamientos sin ayuda de terceros, mientras que los no intervenidos tienen, en mayor medida, una dependencia funcional, quedando confinados a una silla de ruedas. Son dos grupos de pacientes diferentes que deben ser analizados y comparados para conocer el pronóstico vital al año de la fractura. Ello permitirá orientar a los pacientes y a sus familiares en función de los factores de riesgo previos a la fractura según el tratamiento que siga. La evolución dependerá de un cúmulo de factores de riesgo que, sumados, son los que concluyen el nivel de riesgo vital de cada enfermo.

El objetivo del presente trabajo es comparar la tasa de mortalidad en pacientes mayores de 60 años que tras sufrir una fractura de cadera son tratados mediante un tratamiento u otro, valorando las diferencias en ambos grupos del perfil evolutivo del estado funcional y mental, así como la presencia de las complicaciones.

Material y método

En 1998 se atendió a un total de 809 pacientes con fractura de cadera, siendo intervenidos 672 y tratados de forma conservadora los 137 restantes. Los criterios de inclusión para el estudio fueron que tuvieran más de 60 años, que no fallecieran en el hospital y que la fractura no fuera patológica, quedando excluidos 26 pacientes.

Diseñamos dos grupos de trabajo para realizar un estudio comparativo. El primero incluyó a los pacientes que no fueron intervenidos y siguieron un tratamiento funcional protocolizado, siendo sentados al primer día tras la fractura y realizándose un seguimiento, por el servicio de medicina interna, para la estabilización clínica y el control de la analgesia. Estos pacientes no fueron intervenidos debido a factores como deterioro de su estado general, rechazo a la cirugía por paciente o familiares y deterioro mental o funcional graves, aunque, en la mayoría de los casos, la causa se debió a varios factores. Este grupo quedó constituido por 111 pacientes, que fueron seguidos prospectivamente durante un año tras la fractura o hasta su defunción. En el segundo grupo, con 672 pacientes intervenidos, tomamos una muestra estadísticamente significativa de 90 pacientes que también fueron seguidos durante un año.

La asignación de los pacientes a uno u otro grupo no pudo ser aleatoria por motivos éticos y se determinó según el estado funcional, mental y vital previos a la fractura, y tras alcanzar un consenso entre anestesista, cirujano y paciente o familiares. La estratificación de las variables (edad, sexo, etc.) se realizó de igual modo en ambos grupos, lo que nos permitió efectuar un estudio comparativo.

Analizamos la evolución del estado funcional y mental de los pacientes durante los 12 meses siguientes a la fractura, que fueron estudiados de modo cualitativo, siguiendo una escala graduada creciente de uso rutinario en nuestro centro, donde el valor 0 era la normalidad y el 4 el mayor grado de deterioro funcional o mental (Tabla 1). En ambos casos se agruparon los valores para dicotómica, considerando los valores 0-1 «buen resultado» y 2-4 «mal resultado», lo que facilitó su manejo estadístico. Se hizo un primer registro antes de la fractura para conocer el nivel funcional y mental de los pacientes previamente al accidente, y posteriormente se llevaron a cabo registros al mes y a los tres, seis y 12 meses de la fractura. Los resultados fueron obtenidos mediante entrevista telefónica con el paciente o persona encargada de su cuidado, y en todos los casos la información se recogió por el mismo observador, minimizando así la variabilidad inter-observador.

Se comparó la aparición de complicaciones tras la fractura en ambos grupos, prestando especial atención a las deformidades y decúbitos. Entre las deformidades registramos aquellos casos en los que aparecieron dismetrías y alteraciones en el eje rotacional de la extremidad afecta. En cuanto a los decúbitos, se prestó especial atención a los que aparecieron en las regiones sacras y talones. En estos casos los registros se realizaron igualmente al mes, a los tres, seis y 12 meses de la fractura. Finalmente se realizó un estudio de mortalidad con registros mensuales dentro del periodo del año en estudio.

El análisis estadístico se basó en la X^2 como prueba no paramétrica para el estudio de nuestras variables cualitativas (estado funcional, estado mental, complicaciones –deformidades y decúbitos– y mortalidad de los pacientes).

Resultados

A la evaluación final, a los 12 meses, llegaron 42 de los 111 pacientes no operados (38%) y 74 de los 90 operados (82%). Para la comparación del estado funcional y mental entre ambos grupos se tomaron en consideración aquellos pacientes en los que el resultado alcanzado era bueno, es

Tabla 1. Valores de las variables del estudio.

Valor	Estado funcional	Estado mental
0	No precisa ayuda	Normal
1	Ayuda ocasional. 1 bastón	Rarezas. Expresión lógica
2	Precisa ayuda. 2 bastones	Desorientación temporal
3	Ayuda habitual. Andador	Confunde a personas
4	Inválido. Cama / Silla ruedas	Demencia senil

decir, los casos en los que la variable estudio asumía los valores 0-1. Puesto que el número absoluto de pacientes era diferente en cada grupo, para una correcta comparación se realizó una corrección porcentual de los resultados.

Respecto al estado funcional antes de la fractura, los pacientes con buen estado del grupo 'no operados' eran menos del 60%, mientras que en el grupo 'operados' el 90% no requería ayuda para la marcha o precisaba uso de bastón.

Al mes de la fractura, la práctica totalidad de los pacientes presentaban un pobre estado funcional y precisaban al menos uso de andador para sus desplazamientos. Progresivamente, los pacientes iban mejorando en ambos grupos, de modo que un tercio de los operados, a los tres meses de la fractura, caminaban con bastón o sin ayuda. A partir de los tres meses mejoró un pequeño porcentaje y a los seis meses la curva se estabilizó, situándose los pacientes con buenos resultados en torno al 40%.

En el grupo de pacientes 'no operados', el porcentaje con buen resultado progresó lentamente durante el periodo de análisis, llegando a obtener buenos resultados el 10%. Los pacientes que se operaron registraron, en conjunto, mejores resultados funcionales, con diferencias estadísticamente significativas (Figura 1).

El estado mental previo a la fractura era bueno en el 85% de los operados y en el 41% de los no operados. Estas diferencias porcentuales se mantuvieron estables entre ambos grupos a lo largo de los 12 meses de estudio, produciéndose un perfil evolutivo oscilante, de modo que hubo un deterioro global al mes de la fractura y una progresiva mejoría hasta los tres meses. A partir de los tres meses, en el grupo 'no operado' se apreció un deterioro progresivo de la función mental, que también se apreció en el grupo 'operado' después de los seis meses. Este deterioro cognitivo fue proporcionalmente similar en ambos grupos (Figura 2).

Las deformidades apreciadas después del tratamiento fueron, fundamentalmente, disimetrías y alteraciones del eje rotacional. Encontramos una diferencia significativa entre ambos grupos, con un menor número de casos con deformidades en el grupo 'operado', pues la cirugía permite, con la reducción de la fractura, controlar las alteraciones en los ejes anatómicos. Por su parte, la evolución de los decúbitos siguió un perfil donde se apreció, al mes de la fractura, un menor número de casos en el grupo 'operado' inicialmente, por la rápida movilización de estos pacientes, ya que iniciaron la bipedestación y la marcha, en la mayoría de las veces, a las 48 horas de la cirugía. Pasado el primer mes de la fractura disminuyó progresivamente el número de decúbitos en ambos grupos, pero de un modo más acusado en el grupo 'no operado'.

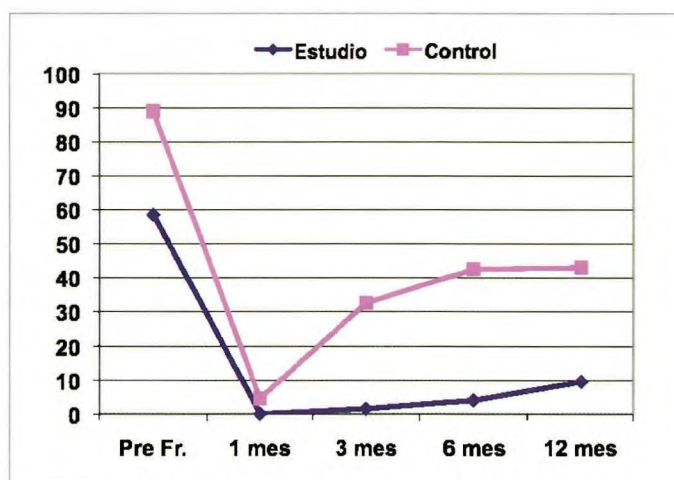


Fig. 1. Figura comparativa de la evolución porcentual corregida de pacientes con estado funcional bueno entre grupo estudio y grupo control.

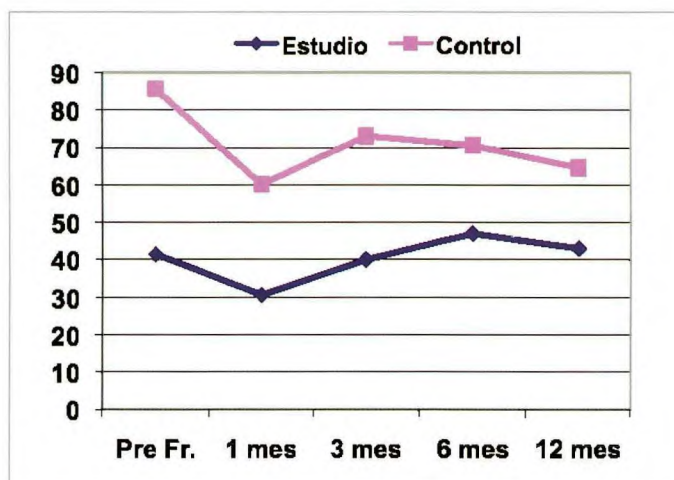


Fig. 2. Figura comparativa de la evolución porcentual corregida de pacientes con estado mental bueno entre grupo estudio/control.

La supervivencia a lo largo de los 12 meses fue significativamente distinta y mayor en los operados. En el grupo 'no operado' la mortalidad se concentró en los tres primeros meses, cuando fallecieron 46 de los 111 pacientes (41,4%), mientras que en este intervalo fallecieron cinco de los 90 pacientes operados (5,5%). A partir del cuarto mes de la fractura, la curva de mortalidad siguió un perfil estable y similar en ambos grupos, con unos índices de mortalidad similares a la población general de este grupo etario. En el grupo de pacientes 'no operados', la tasa de mortalidad fue máxima en los tres primeros meses tras la fractura, estabilizándose a partir de los seis meses, cifras superiores en cualquier intervalo a la mortalidad presentada por el grupo de pacientes 'operados' (Figura 3) (Tabla 2).

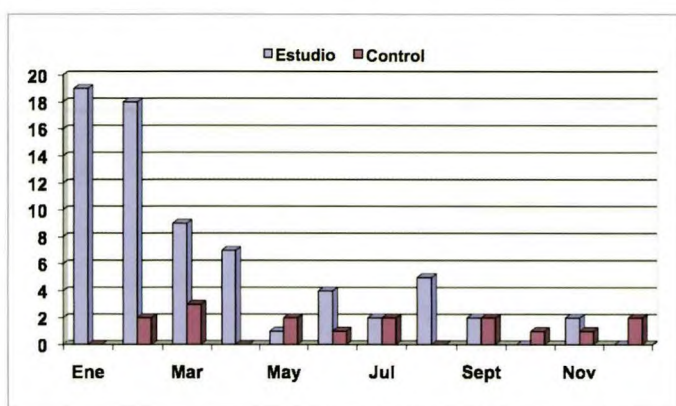


Fig. 3. Tabla comparativa de la evolución de la mortalidad del grupo estudio/control.

Tabla 2. Tasa de mortalidad acumulativa a los 3, 6, 9 y 12 meses de la fractura, en el grupo estudio y grupo control.

	Mortalidad grupo estudio (%)	Mortalidad grupo control (%)
3 meses	41,5	5,5
6 meses	57,6	9,0
9 meses	65,7	13,3
12 meses	67,5	17,8

Discusión

Los estudios de mortalidad tras el alta hospitalaria se centran en el primer año tras la fractura por considerarse este el periodo en el cual las defunciones ocurridas guardan relación con la fractura de cadera. Transcurrido este periodo, las tasas de mortalidad se consideran las mismas que las padecidas por la población de la misma edad y sexo. Los periodos más estudiados tras el alta son los tres, seis y 12 meses [7-8].

Durante los tres meses siguientes a la fractura tienen lugar las tasas de mortalidad, a corto plazo, más elevadas, debido a que los pacientes remontan el traumatismo físico y psíquico que supone una fractura de cadera, dadas las limitaciones funcionales, mentales y las patologías asociadas que presentan a estas edades. A los seis meses de la fractura hablamos de la mortalidad a medio plazo, en la cual fallecerán aquellos pacientes que tras superar el traumatismo en su fase inicial presentan un estado general deteriorado y que en la mayoría de los casos no han conseguido alcanzar el estado funcional previo a la fractura. Finalmente, a los 12 meses de la fractura, estudiamos la mortalidad a largo plazo. En este periodo los pacientes alcanzan una estabilidad en sus funciones cognitivas y funcionales, con un estado general similar al de los pacientes de la misma edad y se-

xo. Es por ello que la mortalidad de los pacientes con fracturas de cadera puede equipararse a partir de este periodo a la del resto de la población de sus mismas características.

En las series publicadas sobre pacientes intervenidos la mortalidad es ascendente durante los seis primeros meses. Nuestro grupo de pacientes intervenidos presenta tasas de mortalidad inferiores a las publicadas, encontrando cifras menores en los tres primeros meses tras la fractura, con una tendencia a aumentar progresivamente hasta los 12 meses, presentando en este periodo valores más bajos respecto a las series que incluyen pacientes con deterioro mental y ligeramente superiores a las series cuyos pacientes con deterioro mental eran excluidos. En los pacientes intervenidos, las tasas de mortalidad son casi uniformes a lo largo del periodo de estudio, con valores similares a los ofrecidos por otros autores [7-9].

Los resultados obtenidos nos presentan una patología de gran envergadura en el ámbito epidemiológico, económico y social, con unas altas tasas de morbi-mortalidad, pues entre el 15 y el 36% de los pacientes con fractura de cadera fallece como consecuencia de la misma, siendo la cuarta causa más frecuente de mortalidad en Estados Unidos [10-13].

Nuestro estudio tiene como limitación el hecho de no poder ser aleatorizado por cuestiones éticas, puesto que no puede dejarse al azar el hecho de tratar a un paciente de modo ortopédico o mediante cirugía. Resulta obvia la ventaja de la intervención, y no solo en cuanto a la supervivencia. El tratamiento conservador obliga a la mayoría de los pacientes a una inmovilización y dependencia que precipita o favorece un mayor deterioro en aquellos con una acumulación de patologías previas. Aun cuando en ambos casos la mortalidad es bien alta, todo esfuerzo en mejorar la técnica quirúrgica, y sobre todo los cuidados pre y postoperatorios, ofrece una notable garantía no solo de vida, sino de calidad de la misma en pacientes con edad avanzada. En nuestro trabajo no se especifica la causa de muerte y permanece el dilema de si algunos pacientes que se hubieran operado pudieran no haber fallecido, o bien no estaban en condiciones de una intervención como constata su defunción y con la cirugía no habiéramos logrado más que acelerar dicho proceso. ■

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Álvarez ML, Jiménez AB, Rodríguez P, Serra JA. Epidemiology of hip fracture in the elderly in Spain. *Bone* 2008; 2:278-85.
2. Herrera A, Martínez A, Ferrández L, Gil E, Moreno A. Epidemiology of osteoporotic hip fractures in Spain. *Int Orthop* 2006; 30:11-4.

3. Pérez-Ochagavía F, De Pedro JA, De Cabo A, Blanco J, Zan J. Estudio epidemiológico de las fracturas proximales de fémur en una población mayor de 69 años durante los años 2000-2001. *Rev Ortop Traumatol* 2003; 48:113-21.
4. Cooley M, Koval K. Hip fracture. Epidemiology and risk factors. *Techniques in Orthopedics* 2004; 19:104-14.
5. Candel E, Córcoles M, Del Egidio M, Villada A, Jiménez M, Moreno M, *et al.* Independence in activities of daily living 6 months after surgery in previously independent elderly patients with hip fracture caused by a fall. *Enferm Clin* 2008; 18:309-16.
6. Di Monaco M, Di Monaco R, Manca M, Cavanna A. Functional recovery and length of stay after recurrent hip fracture. *Am J Phys Med Rehabil* 2002; 81:86-9.
7. Öztürk A, Özkan Y, Akgöz S, Yalçın N, Özdemir RM, Aykut S. The risk factors for mortality in elderly patients with hip fractures: postoperative one-year results. *Singapore Med J* 2010; 51:137-43.
8. Aharonoff GB, Koval JK, Skovron ML, Zuckerman JD. Hip fractures in the elderly: predictors of one year mortality. *J Orthop Trauma* 1997; 11:162-5.
9. Navarrete FE. El tratamiento conservador en las fracturas de cadera del anciano (tesis doctoral). Valencia, Universidad de Valencia, 2005.
10. Ooi LH, Wong TH, Toh CL, Wong HP. Hip fractures in nonagenarians. A study on operative and non-operative management. *Injury* 2005; 36:142-7.
11. Navarrete FE, Baixauli E, Baixauli F. Fracturas de cadera con tratamiento conservador: estudio epidemiológico. *Rev Ortop Traumatol* 2001; 45: 222-7.
12. Kannus P, Nniemi S, Parkkari J, Palvanen M, Sievanen H. Alarming rise in fall-induced severe head injuries among elderly people. *Injury* 2007; 38: 81-3.
13. Panula J, Pihlajamäki H, Mattila VM, Jaatinen P, Vahlberg T, Aarnio P. Mortality and cause of death in hip fracture patients aged 65 or older: a population-based study. *BMC Musculoskelet Disord* 2011; 12:105.

Conflicto de intereses

Los autores no hemos recibido ayuda económica alguna para la realización de este trabajo. Tampoco hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial. Ninguna entidad comercial ha pagado, ni pagará, a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estamos afiliados.

Estudio del impacto económico de las fracturas de cadera en nuestro medio

Economic burden of hip fracture in our community (North of Gran Canaria)

De la Torre García M¹, Rodríguez Pérez JC², Moreno Moreu N¹, Jacinto RL¹, Hernández Santana A¹, Deive Maggiolo JC¹

¹ Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología. ² Unidad de Investigación del Hospital Universitario de Gran Canaria Dr. Negrín.

Resumen

Objetivo: Determinar la incidencia de la fractura de cadera osteoporótica en nuestro medio y el consumo total de recursos económicos directos e indirectos durante 12 meses.

Material y método: Estudio longitudinal prospectivo no intervencionista de una cohorte de pacientes mayores de 65 años del área norte de Gran Canaria afectados de una fractura de cadera osteoporótica, entre septiembre de 2006 y agosto de 2007. Análisis descriptivo del coste de los procesos diagnósticos y terapéuticos y el coste por hora de la atención domiciliar, de las residencias privadas y de los centros de crónicos concertados con la Consejería, los costes de las reformas domiciliarias precisadas a partir de la fractura y los derivados de la adquisición de mobiliario adaptado y de material ortopédico.

Resultados: La incidencia acumulada fue de 437,5 casos/100.000 habitantes/año. El coste por hospitalización fue de 2.444.556,4 € y representó el 39% del gasto total. El coste total, 6.253.177,9 €, se obtuvo sumando el coste directo, 5.392.452,8 € (86,3%), y el indirecto, 860.725,1 € (13,7%). Las aportaciones pública y privada constituyeron respectivamente el 78% y el 22% del coste directo. El coste indirecto se estimó en 860.725,1 €.

Conclusiones: La incidencia está por debajo de la media nacional. El traslado a los centros de crónicos incrementa considerablemente el gasto, por lo que deben ser adecuadamente controlados, y los servicios sociales destinados a la ayuda a las familias de los pacientes con problemas económicos, potenciados.

Palabras clave:

Fractura de cadera, anciano, costes.

Abstract

Objective: Fix the incidence of hip fracture and set its burden (direct and indirect costs associated) in 12 months.

Population and methodology: A one year (Sept 2006-Aug 2007), longitudinal, prospective, observational, cohort study of 65 y.o and older people with a hip fracture in the north of Gran Canaria. Descriptive analysis of the direct cost in terms of clinical diagnostic and therapeutic procedures, professional home care attention, private and public nursing home, orthopaedic devices acquired and reforms at home addresses have been considered as well as the indirect cost, the so called «ceased profit», that is to say, the lost of productivity of those remunerated who have to abandon their occupations to take care of the patient.

Results: The incidence was 437,5 cases per 100.000 people/year. Hospital cost was 2.444.556,4 €. Total economic burden was 6.253.177,9 €, as a result of the sum of direct and indirect costs, 5.392.452,8 (86,3%) and 860.725,1 € (13,7%) respectively. Private and public financing represented 78% and 22% of the direct cost (5.400.000 €) respectively. Indirect cost represented 860.000 €.

Conclusion: Our incidence is lower than the national rate. Translation to public nurse homes should be limited as necessary due to its high cost. Social support should be encouraged to help the families of these patients with limited economic resources.

Key Words:

Hip fracture, ancient, economic burden.

Correspondencia

M. de la Torre García
Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica
Hospital Universitario de Gran Canaria Dr. Negrín
Barranco de la Ballena s/n. 35010, Las Palmas de Gran Canaria. Las Palmas
mdelatorre@telefonica.net

Introducción

Los costes derivados del ingreso y tratamiento hospitalario de las fracturas de cadera son bien conocidos por las autoridades sanitarias. Sin embargo, los costes directos e indirectos que ocasionan tanto a la administración como al paciente o a sus familiares el cuidado de estos pacientes durante el periodo de recuperación posterior al alta hospitalaria son poco conocidos. Los recursos socio-sanitarios destinados a la atención de estos pacientes tras el periodo de hospitalización son limitados. Es por ello preciso, además de tratar las fracturas, conocer y amortiguar, en la medida de nuestras posibilidades, el impacto social, sanitario y familiar de las mismas. Las fracturas ocurren en pacientes en su mayoría jubilados, con rentas limitadas, de los que uno de cada cuatro vive solo o acompañado por un cónyuge con frecuencia afecto de otras patologías más o menos limitantes [1-3].

La osteoporosis es la enfermedad ósea metabólica más frecuente. El hueso osteoporótico es poco denso y tiene su microarquitectura alterada, lo que lo hace más frágil y tendente a la fractura [4-6]. La fractura de cadera es su consecuencia más grave por cuanto para su manejo suele precisar ingreso hospitalario y tratamiento quirúrgico. Asocia una mortalidad del 25% al cabo de un año y una incapacidad que obliga a asistencia y cuidados permanentes en el 50% de los casos. En España, la población de riesgo estimada para este tipo de fracturas es de 2 millones de personas [3].

El coste del tratamiento de estas fracturas es elevado. El uso de guías clínicas ha conseguido disminuir en los últimos años las cifras de estancia media hospitalaria, principal fuente de gasto [5]. Aunque en la mayoría de las publicaciones se recomienda la rehabilitación precoz, no hay evidencias que determinen la efectividad de las distintas estrategias de movilización [6]. Hay estudios que han demostrado su ineficacia más allá del primer mes y que asocian la política de alta precoz a centros geriátricos con rehabilitación con un mayor coste sociosanitario [7].

Los costes globales asociados a esta fractura presentan grandes diferencias entre los países de la Unión Europea porque se definen mal y no siempre se incluyen el total de costes directos e indirectos con el derivado de la hospitalización. A veces los periodos no se detallan con claridad (desde 3 meses a 2 años) y en otros casos la relación de gastos no se justifica con detalle. De hecho, los costes derivados de la hospitalización por este proceso oscilan entre los 502 € de Noruega, los 4.092 € de Turquía, los 9.236 € de Irlanda y los 29.910 € de Suiza [8-10]. Algunas revisiones nacionales han estimado el coste de la hospitalización

entre 4.000 y 5.400 € [11-14], si bien conviene considerar que la recogida de datos no ha sido homogénea.

La proyección poblacional de nuestra comunidad autónoma realizada en el Plan de Salud de Canarias 2004-2008 por el Instituto Canario de Estadística (ISTAC) estimó en un 13,6% el porcentaje de población mayor de 64 años para 2011. Al ser este grupo poblacional el que más se relaciona con estas fracturas, se justifica el estudio del consumo actual directo e indirecto de los recursos socio-económicos asociados a esta patología para poder estimar el incremento previsible del gasto sanitario necesario para el tratamiento integral de esta patología a medio plazo por parte del Servicio Canario de Salud (S.C.S.), sobre todo cuando es además de esperar paralelamente una disminución del apoyo familiar en el cuidado de estos pacientes.

Población y metodología

Estudio longitudinal y prospectivo, no intervencionista, de una cohorte de 246 pacientes mayores de 65 años afectados de fractura de cadera de naturaleza osteoporótica (operados y no operados) en la población dependiente del Hospital Universitario de Gran Canaria Dr. Negrín (área norte de Gran Canaria) entre el 1 de septiembre de 2006 y el 31 de agosto de 2007. Se incluyeron 246 pacientes. Se perdieron durante el seguimiento 7 de ellos. El origen domiciliario o institucional, urbano o rural, la presencia previa a la fractura de un cuidador y los antecedentes médicos más relevantes se reflejaron en la tabla 2.

Quedan excluidos del estudio los pacientes con fracturas patológicas o de alta energía y aquellos que no autorizaron su inclusión en el estudio tanto antes como durante su desarrollo. Todos firmaron en el momento del ingreso el consentimiento informado correspondiente. Se elaboró una base de datos en la que se recogió la filiación del paciente, sus antecedentes personales más relevantes, el número de procedimientos de diagnóstico terapéutico empleados, los días de estancia en centros de crónicos concertados con la Consejería de Sanidad o en centros privados, las modificaciones domiciliarias realizadas y las prestaciones ortopédicas adquiridas como consecuencia de la fractura, así como el número de horas de cuidados domiciliarios que han precisado por parte de familiares o de cuidadores profesionales. El análisis de los datos se efectuó con el paquete estadístico SPSS, versión 11.5. El estudio ha cumplido los principios éticos básicos contenidos en la declaración de Helsinki. Se han mantenido siempre los niveles más altos de conducta profesional y confidencialidad y cumplido en todo momento la legislación nacional aplicable en materia de protección de datos.

Tabla 1. Coste de los procesos empleados en la asistencia en régimen de hospitalización general.

Proceso	€
Sesión quirúrgica	1.507,2
Estancia hospitalaria en planta (por día)	768
Estancia en despertar	164,4
Radiografía de tórax y pelvis	8,6 y 7,9
Analítica y hemograma básicos	2,4 y 2,2
Pruebas de coagulación	28,5
Pruebas cruzadas y concentrado de hematíes	27 y 82
Atención en la consulta externa	17,8
Material quirúrgico	
Prótesis unipolar y bipolar	1.510 y 1.609
Clavos femorales corto y largo	888,2 y 1.401
Placa y sistema de atornillado	680,6 y 364,6
Estancia en centro concertado Grupo II. Nivel III	76,2
Estancia en centro concertado Grupo IV. Nivel IA	89,6
Estancia en centro concertado Grupo IV. Nivel II	83,63
Estancia en centro concertado Grupo V. Nivel III	114,29
Estancia en centro concertado Grupo VI. Nivel III	137,15

Tabla 2. Origen y antecedentes personales de interés.

Domicilio	Total
Con pareja	46 (18,6%)
Con familia	133 (54 %)
Solo	39 (15,8%)
Con cuidador a tiempo total	14 (5,6%)
Con cuidador a tiempo parcial	15 (6%)
Institucionalizados	
Centro público	13 (5,2%)
Centro privado	15 (6%)
	246
Entorno	
Rural	156 (63,4%)
Urbano	90 (36,5%)
	246
Antecedentes médicos de interés	
Cardiopatía	80 (32%)
Hipertensión	131 (53%)
Diabetes	73 (29%)
Demencia	68 (27%)

El coste hospitalario se realizó sumando el coste de los procesos diagnósticos, terapéuticos (incluyendo el material quirúrgico implantado) y de la estancia relacionados con la fractura y sus complicaciones asociadas. El coste de cada uno de estos procesos fue facilitado por el Departamento

de Contabilidad Analítica de nuestro centro (Tabla 1). El valor de las prestaciones ortopédicas adquiridas por los pacientes fue el establecido en el actual Catálogo General de Prestaciones Ortoprotésicas del Servicio Canario de Salud (S.C.S.). El coste de la estancia diaria en una residencia

privada se obtuvo calculando el valor medio de las tres residencias privadas más solicitadas por los pacientes del estudio, estimándose en 76 €/día. El coste de una cama articulada no eléctrica se obtuvo de la misma manera, consultando en las tres ortopedias más solicitadas, estimándose su coste en 591€. El coste de la reparación domiciliaria para cambiar una bañera convencional por un plato-ducha (mano de obra, material e impuestos) se cifró en 598,7 €, valor medio resultado de tres presupuestos consultados a empresas del ramo.

El coste directo se ha considerado como el resultado de la suma del coste asumido por el S.C.S., derivado fundamentalmente de la atención hospitalaria en el periodo agudo, de la institucionalización en centros concertados con la Consejería de Sanidad, de la atención ambulatoria y de la adquisición de material ortopédico. El coste asumido por los familiares o por el propio paciente deriva de la contratación de cuidadores profesionales, de la institucionalización en residencias privadas, de la adquisición de material ortopédico con gasto compartido entre el paciente y la Consejería (bastones ingleses y andadores), de la adquisición de mobiliario adaptado y de las modificaciones domiciliarias. Se consideró coste indirecto como la pérdida de productividad de un cuidador (habitualmente un familiar cercano al paciente), siempre y cuando previamente abandonara una actividad presente y remunerada para realizar esta tarea.

Las horas dedicadas a la atención domiciliaria, tanto por familiares como por profesionales contratados, fueron valoradas según el Real Decreto 1632/2006, de 29 de diciembre de 2006 (artículo 4), que cuantifica el salario profesional fijado para trabajadores eventuales, temporeros y empleadas del hogar en 4,47 € por hora trabajada. Las determinaciones se realizaron al ingreso, a los seis y a los doce meses de la fractura.

Resultados

Se registraron 134 fracturas extracapsulares (pertrocantéreas y subtrocantéreas) y 112 intracapsulares o de cuello femoral. Hubo 176 (72%) mujeres y 70 (28%) hombres. En 24 (10%) pacientes se desestimó la cirugía por negativa del mismo paciente o de sus familiares (4,6%) o por malas condiciones médicas asociadas (5,4%). El coste medio derivado de la atención hospitalaria en estos casos (procedimientos diagnósticos analíticos y radiográficos, más un día de estancia) fue de 844,97 €.

El gasto hospitalario, 2.444.556,4 €, fue el resultado de sumar 1.684.992 € derivados de la estancia en planta, 352.707,6 € derivados de la intervención quirúrgica y de la

estancia en el despertar, 338.227,2 € en implantes quirúrgicos, 30.422 € en transfusiones, 22.317,9 € en pruebas de laboratorio (analítica básica, hemograma y pruebas de coagulación) y 9.789 € en pruebas de imagen. Solo la estancia supuso el 69% del gasto. Se derivó a domicilio a 142 (57,7%) pacientes, 71 (28,8%) fueron a un centro concertado, 20 (8,1%) ingresaron en una residencia privada y 13 (5%) fallecieron durante el ingreso.

Primer control (6 meses)

Durante este periodo permanecieron 155 pacientes en su domicilio, 72 estuvieron 8.725 días ingresados en un centro de crónicos concertado con el Servicio Canario de Salud y 27 precisaron 3.710 días ingresados en un centro privado. Otros 30 fallecieron y elevaron la mortalidad al 17,5%. Reingresaron por complicaciones 11 pacientes, consumiendo un total de 109 días de hospitalización. Precizaron de cuidados domiciliarios 98 pacientes. En 52 ocasiones, durante 129.306 horas (6.863 días), esta tarea la desarrolló algún familiar. En este periodo adquirieron 62 pares de bastones ingleses, 80 andadores y 55 sillas de ruedas. Acudieron en 425 ocasiones a la consulta externa. Se precisaron un total de 263 radiografías de pelvis y 9 de tórax para su control.

Segundo control (12 meses)

Durante este periodo permanecieron 139 pacientes en su domicilio, 40 estuvieron 6.515 días ingresados en un centro concertado y 20 precisaron 3.377 días ingresados en uno privado. Fallecieron 20 pacientes, lo que elevó la mortalidad en este periodo al 25,5%. Precizaron de cuidados domiciliarios 55 pacientes. En 23 ocasiones, durante 63.700 horas (4.065 días), esta tarea la desarrolló algún familiar. Hubo 4 reingresos. Solo los pacientes ingresados en un centro privado realizaron algún tipo de fisioterapia, 3 disfrutaron de asistencia social y 2 asistieron a un centro de día. Acudieron en 55 ocasiones a la consulta externa y se realizaron 54 radiografías de pelvis y 10 de tórax para su control.

Los detalles más relevantes de los gastos directos asumido por el S.C.S y por el paciente o sus familiares y la totalidad de los indirectos se desglosan en la tabla 3, y la totalidad del coste directo según periodo y aportador, en la tabla 4. El coste de la fase aguda (periodo hospitalario) fue de 2.444.556,4 € y representó el 45% del total. El gasto público en los 12 meses siguientes fue de 1.764.258,7 €, 32,7% del total, fundamentalmente destinado al mantenimiento de los pacientes en los centros concertados. El gasto privado ascendió a 1.183.637,7 €, 21,9% del total, y se

Tabla 3. Costes directos e indirectos.

A. Coste directo. Detalles más relevantes (€)		
Coste hospitalario		2.444.556,4
Centros concertados	Días · coste	
Grupo 2, nivel 3	3.690 · 76,24	281.325,6
Grupo 4, nivel 1	2.378 · 89,65	213.187,7
Grupo 4, nivel 2	1.655 · 83,63	138.407,6
Grupo 5, nivel 3	4.442 · 114,29	507.676,1
Grupo 6, nivel 3	3.375 · 137,15	462.881,2
Total		1.629.046,2
Cuidador profesional (horas)	136.751 · 4,47(*)	601.704,4
Residencia privada (días)	7087 · 76 (**)	538.612
Modificaciones domiciliarias		38.685,3
Prestaciones ortopédicas		4.636
B. Coste indirecto (atención domiciliaria asumida por el entorno familiar)		
Primer periodo (6 m)	Segundo periodo (12 m)	Coste en euros
128.856 horas	63.700 horas	860.725,1

(*). Coste/hora. (**). Coste /día

Tabla 4. Costes directos, según periodo y aportador.

Periodo	Aportador	Total (€)
Intrahospitalario	S.C.S.	2.444.556,4
1 ^{er} control (6M)	S.C.S.	1.115.693,9
	Paciente/familiar	650.203,7
2 ^o control (12M)	S.C.S.	648.564,8
	Paciente/familiar	533.434
		5.392.452,8

destinó casi a partes iguales entre residencias privadas y la contratación de cuidadores profesionales.

Coste indirecto

El coste indirecto calculado para la atención a los pacientes de esta serie ascendió a 860.725,1 €, representando el 15% del total del gasto, a razón de 3.499 € por fractura. En los seis primeros meses, la atención de 52 pacientes conformó el 67% de este coste, y en los seis siguientes, la atención de 23 pacientes constituyó el 33% del coste.

Coste total

La suma de los gastos directos e indirectos generados por las 246 fracturas de cadera durante los 12 meses de este estudio ha sido de 6.253.177,9 €. El coste directo representó el 86,3% y el indirecto el 13,7% del total. El coste medio por fractura, sin especificar tipo, ha sido de 25.419,4 €.

I Discusión

La incidencia calculada en esta serie, 437,5 casos/100.000 habitantes/año (286,9 para el sexo masculino y 552,9 casos para el femenino /100.000 habitantes/año), se mantuvo por debajo de la media nacional (511 casos/100.000 habitantes/año) [15], lo que creemos probablemente relacionado con la climatología y juventud de nuestra comunidad. La mortalidad en esta serie ha sido similar a las publicadas en otras comunicaciones nacionales e internacionales, que la sitúan entre un 20 y un 30% en el primer año [16-20].

Los días de ingreso (estancia), tanto en esta como en la mayoría de las series consultadas, es la variable que más influyó en el gasto hospitalario [10].

Se ha demostrado que la derivación posterior de estos pacientes, a menudo de manera precoz, a un centro de crónicos para disminuir la estancia hospitalaria solo consigue

trasladar el gasto, sin que esto contribuya a una mejor y más rápida recuperación del paciente [21]. Al ser este el principal gasto extrahospitalario en nuestra serie, creemos, al igual que la bibliografía consultada, que el alta hospitalaria debe ser el resultado de un esfuerzo coordinado entre el médico, el paciente, sus familiares y los servicios sociales, considerando el nivel de autonomía físico y cognitivo del paciente y su estatus socioeconómico [22].

La mayoría de las publicaciones que tratan el coste indirecto relacionado con el tratamiento de estas fracturas suelen limitarse a citar su importancia sin hacer ningún tipo de estimación aproximada. La serie cuyos resultados se asemejan más a la nuestra es una realizada en Alemania sobre 108.341 fracturas de cadera ocurridas en el año 2002 [23]. En ella, la suma de los costes directos (procedimientos diagnóstico-terapéuticos, rehabilitación y estancia en centros de crónicos) e indirectos (días de baja laboral, jubilación precoz o muerte) se estimó en 2.998 millones de €. El coste total por fractura fue de 27.067 €, representando los directos aproximadamente el 91% del gasto y los indirectos el 9%, si bien conviene matizar que en su cálculo no se consideró el lucro cesante estimado en nuestra serie. Es necesario diferenciar precozmente los pacientes susceptibles de ser dados de alta a domicilio de aquellos que precisarán traslado a un centro de crónicos. De igual modo, la institucionalización debe reservarse solo para aquellos pacientes cuya situación médica lo precise, para así evitar estancias superfluas que incrementen el gasto de manera injustificada. ■

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Sáez P, Madruga F, Rubio JA. Detección de problemas en pacientes geriátricos con fracturas de cadera. Importancia de la colaboración entre traumatólogo y geriatra. *Rev Ortop Traumatol* 2007; 51:144-51.
2. Serra JA, Garrido G, Vidán M, Marañón E, Brañas F, Ortiz J. Epidemiología de la fractura de cadera en ancianos en España. *An Med Int* 2002; 19:389-95.
3. Avellana JA, Fernández L. Guía de buena práctica clínica en geriatría. Anciano afecto de fractura de cadera. Sociedad Española de Geriatría y Gerontología. Sociedad Española de Traumatología y Cirugía Ortopédica. Madrid, Ed. Elsevier; 2007.
4. Roble MJ. Prevención de la fractura de cadera en ancianos: medidas no farmacológicas. *Rev Mult Gerontol* 2004; 14:27-33.
5. Gali López J, Puig Rossell C, Hernández Remón J, Carrasco Gómez G, Rossell Salvado G, Sánchez Coll B. Evolución al año de los pacientes mayores intervenidos de fracturas de cadera. Resultados de un protocolo de tratamiento. *Rev Ortop Traumatol* 2002; 2:115-23.
6. Handoll HH, Sherrington C, Parker MJ. Mobilisation strategies after hip fracture surgery in adults. *Cochrane Database Syst Rev* 2004; CD001704.
7. Lögsters T, Hakimi M, Linhart W, Kaiser T, Briem D, Rueger J, *et al.* Early interdisciplinary geriatric rehabilitation after hip fracture: Effective concept or just transfer of costs? *Unfallchirurg* 2008; 111:719-26.
8. Haentjen P, Autier P, Barette M, Boonen S. The economic cost of hip fractures among elderly women. A one-year, prospective, observational cohort study with matched-pair analysis. *J Bone Joint Surg (Am)* 2001; 83-A:493-500.
9. Tanriover M, Oz S, Tanriover A, Kilicarslan A, Turkmen E, Guven G, *et al.* Hip fractures in developing country: Osteoporosis frequency, predisposing factors and treatment costs. *Arch Gerontol Geriatr* 2009; 12:360-4.
10. Azhar A, Lim C, Kelly E, O'Rourke K, Dudeney S, Hurson B, *et al.* Cost induced by hip fractures. *Ir Med J* 2009; 101:213-5.
11. Pérez-Ochagavía F, De Pedro JA, De Cabo A, Blanco J, Zan J. Estudio epidemiológico de las fracturas proximales de fémur en una población mayor de 69 años durante los años 2000-2001. *Rev Ortop Traumatol* 2003; 48:113-21.
12. Marín O, Trell F, Torres M, Sevillano L, Guijarro J. Fracturas pertrocanteréas: enclavado de Ender. *Rev Ortop Traumatol* 2005; 49:17-24.
13. Rodríguez Álvarez J (ed). Osteoporosis. Epidemiología y factores socioeconómicos. SECOT. Madrid: Marketing Medical Communication; 2002.
14. Ferrández Portal L. Epidemiología de las fracturas osteoporóticas. En: SECOT, editor. Guía de práctica clínica: Osteoporosis. Grupo de Estudio de la Osteoporosis. Madrid: Medical & Marketing Communication, 2005.
15. Álvarez ML, Jiménez AB, Rodríguez P, Serra JA. Epidemiology of hip fracture in the elderly in Spain. *Bone* 2008; 2:278-85.
16. Pagés E, Cuxart A, Iborra J, Olona M, Bermejo B. Fracturas de cadera en el anciano. Determinantes de mortalidad y capacidad de marcha. *Med Clin (Barc)* 1998; 110:687-91.
17. Sotorres J. Morbilidad y mortalidad en pacientes con fractura de cadera. Estudio prospectivo (tesis doctoral), Valencia. Universitat de València, 2006.
18. Giversen IM. Time trends of mortality after first hip fracture. *Osteoporos Int* 2007; 18:721-32.
19. Ruiz M, Crespo P, Fernández S, Díaz J, Martínez P, Muriel A, *et al.* Hemiarthroplastia cementada tras fractura subcapital de fémur. Análisis de supervivencia. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol* 2008; 52:206-12.

20. Navarrete FE, Baixauli F, Fenollosa B, Jolin T. Fracturas de cadera en ancianos: predictores de mortalidad al año en pacientes operados. *Rev Ortop Traumatol* 2009; 53:237-41.
21. Polder J, Van Balen R, Steyerberg E, Cools H, Habbema J. A cost minimisation study of alternative discharges policies after hip fracture repair. *Health Econ* 2003; 12:87-100.
22. Wong MK, Arjandas, Ching LK, Lim SL, Lo NN. Osteoporotic hip fractures in Singapore. Costs and patient's outcome. *Ann Acad Med Singapore* 2002; 31:3-7.
23. Konnopka A, Jerusel N, König H. The health and economic consequences of osteopenia and osteoporosis attributable hip fractures in Germany: estimation for 2002 and projection until 2050. *Osteoporos Int* 2009; 20:1117-29.

Conflicto de intereses

Los autores no hemos recibido ayuda económica alguna para la realización de este trabajo. Tampoco hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial. Ninguna entidad comercial ha pagado, ni pagará, a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estamos afiliados.

Posición rotacional del componente tibial en las artroplastias de rodilla. Estudio comparativo entre instrumentación estándar y cirugía asistida con ordenador

Rotational position of the tibial component in knee arthroplasties. Comparative study between standard instrumentation and computer-assisted surgery

Hernández Vaquero D ^{1,2}, Fernández Simón JM ³, Cervero Suárez J ², Alonso Figaredo J ², Fernández Carriera JM ⁴

¹Departamento de Cirugía. Facultad de Medicina de Oviedo. ²Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Hospital Universitario San Agustín, Avilés. ³Servicio de Radiodiagnóstico. ⁴Unidad de Investigación. Hospital Universitario San Agustín, Avilés.

Esta investigación ha sido financiada por FUNDACIÓN MAPFRE

Resumen

Objetivo: Conocer las diferencias en la posición rotacional del componente tibial de las artroplastias de rodilla utilizando la navegación quirúrgica.

Material y método: Estudio aleatorizado de dos grupos de artroplastias totales de rodilla: en 24 implantes mediante cirugía estándar con instrumentación mecánica y en 34 con un sistema de navegación quirúrgica inalámbrico. A los pacientes se les realizó una tomografía computada de rodilla y tobillo en el pre y en el postoperatorio para calcular la rotación tibial y la posición final de la artroplastia.

Resultados: No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la rotación del implante tibial entre ambos grupos. En los pacientes del grupo de navegación la posición de la artroplastia en el eje frontal fue mejor que en el grupo estándar, pero no hubo diferencias en la rotación tibial.

Conclusión: La navegación quirúrgica en las artroplastias de rodilla facilita la colocación del implante en el eje frontal pero no en el rotacional. Es posible que la navegación aporte más ventajas en rodillas con deformidades o cuando no puede utilizarse la instrumentación convencional por ocupación del canal intramedular.

Palabras clave:

Artroplastia total de rodilla, navegación, rotación tibial.

Abstract

Objective: To establish the differences in the rotational position of tibial component in knee arthroplasties using surgical navigation.

Material and methods: Randomized study of two groups of total knee arthroplasties: in 24 implants using standard surgery with mechanical instrumentation and 34 with a wireless surgical navigation system.

Patients underwent computed tomography of the knee and ankle pre-and postoperatively to calculate tibial rotation and final position of the arthroplasty.

Results: There were no statistically significant differences in rotation of the tibial implant between the two groups. In surgical navigation group patients, arthroplasty position in the frontal axis was better than in the standard group, but there were no differences in tibial rotation.

Conclusion: Surgical navigation in knee arthroplasties facilitates placement of the implant in frontal axis but not rotational positioning. It is possible that the navigation provides more advantages in knees with deformities or when conventional instrumentation cannot be used due to occupation of the intramedullary canal.

Key words:

Total knee replacement, navigation, tibial rotation.

Correspondencia

D. Hernández Vaquero
Apartado Correos 341, 33400-Avilés, Asturias
dhernandezv@meditex.es

Introducción

La artroplastia total de rodilla (ATR) es un procedimiento utilizado en el tratamiento de los procesos degenerativos de la rodilla cuando las alternativas terapéuticas conservadoras fracasan. Aunque sus resultados pueden considerarse excelentes, con supervivencias del implante sobre el 90% a los 10 y 15 años, existe, sin embargo, entre un 10 y un 20% de pacientes que refieren dolor o limitación funcional grave tras este procedimiento [1]. Una de las causas reconocidas de esta mala evolución son los errores en la alineación de los componentes, sobre todo en cuanto a la rotación del componente femoral o tibial.

Barrack *et al* [2] exponen que los pacientes con dolor en la cara anterior de la rodilla, tras una ATR, presentan una rotación interna media en el componente tibial de 6° en comparación con los pacientes sin dolor, cuya rotación se sitúa en 0,6° de rotación externa. Mediante tomografía axial computarizada (TAC), Nicoll *et al* [3], en 39 artroplastias dolorosas y 26 sin dolor, advirtieron que la rotación interna en el primer grupo fue de 4,2° de media, mientras que en el grupo sin dolor fue de 2,2° de rotación externa, con diferencias estadísticamente significativas. Además, en el grupo con dolor la bandeja tibial estaba rotada internamente más de 9° en 17 casos, lo que no sucedía en ninguno del grupo de pacientes sin dolor. Estos autores refieren que cerca del 5% de sus casos tiene una rotación interna del componente tibial, lo que origina dolor, hecho que nunca sucedió cuando el error fue la colocación en rotación externa.

El dolor anterior, complicación frecuente que no tiene tratamiento efectivo conocido, está relacionado con la malposición rotacional y, además de originar dolor y limitaciones funcionales, la malposición rotacional de los componentes, especialmente del tibial, influye específicamente sobre otro importante grupo de complicaciones como son las alteraciones rotulianas, especialmente la inestabilidad o las luxaciones fémoro-patelares.

La colocación de una ATR debe seguir el eje mecánico de la extremidad, establecido entre el centro de la cabeza femoral y el centro del tobillo. Para la orientación de la bandeja tibial debe considerarse no solo el eje de la parte superior de la tibia, sino también el de la tibia en su totalidad y el del tobillo. Se considera que debe ser de 90° en el plano frontal en relación con la articulación de la rodilla y del tobillo. Para la rotación, la posición ideal no está bien definida, aunque la pauta común, como ya referíamos antes, son algunos grados de rotación externa.

El objetivo de nuestro estudio ha sido analizar mediante TAC la colocación de la bandeja tibial en cuanto a la rotación final obtenida tras el implante, comparando la utili-

zación de la instrumentación estándar y la navegación quirúrgica.

Material y método

Realizamos un estudio prospectivo y aleatorizado implantando una ATR en 58 casos: 24 con cirugía estándar y 34 con CAO (Cirugía Asistida por Ordenador). La serie inicial fue de 60 casos, pero dos pacientes fueron rechazados y salieron del estudio, uno del grupo de navegación por haber sido intervenido previamente con una artroplastia en la cadera y otro del grupo estándar por tener realizada una artrodesis del tobillo. Nueve se realizaron de manera bilateral, por lo que la serie completó 49 pacientes. Los pacientes fueron intervenidos entre 2010 y 2011. En todos los casos se trataba de gonoartrosis, que no habían mejorado con tratamiento médico o físico y que presentaban una angulación frontal menor de 20° en varo o valgo. Todos los pacientes firmaron un consentimiento informado, todos aceptaron entrar en el estudio y ninguno solicitó su exclusión a lo largo del mismo.

Un total de 33 casos se implantaron en mujeres y 16 en hombres. La edad media de la serie fue de 64 años y el peso, de 82,6 (DS: 14,93) kg, con límites de 53 y 114. La talla media fue de 163,2 (DS: 7,41) cm y el índice de masa corporal medio fue de 31 (DS 5,35), con límites de 27 y 36. En 31 casos se intervino la rodilla derecha y en 27 la izquierda.

La aleatorización se realizó a partir de la entrada en lista de espera, no sabiendo el cirujano responsable a qué grupo pertenecía el paciente hasta el momento mismo del acto quirúrgico. La prótesis utilizada fue siempre la misma, modelo Triathlon (Stryker Inc) con todos los componentes cementados.

En el grupo de navegación se utilizó en todos los casos el sistema Stryker Image Free Computer Navigation System (Stryker Inc) en su versión 3.1. Tras la toma de datos, en la situación preoperatoria, se consideró que la rotación ideal final debía situarse igualmente entre 0° y 5° de rotación externa. A partir de la recogida de datos que el cirujano introduce en el sistema, el programa informático le orienta sobre los gestos necesarios para colocar la artroplastia correctamente según la imagen virtual que el sistema ha diseñado previamente. La alineación del componente tibial mediante la navegación se basaba en los datos introducidos al comenzar la intervención. En primer lugar, se «mapearon» con el puntero las mesetas tibiales y se localizó el centro de la parte superior de la tibia y el eje frontal de la misma; posteriormente se palpaban los dos maléolos y el centro del tobillo. Con estos datos el sistema halló el eje de pierna en la situación preoperatoria y a partir de ello informó al ciru-

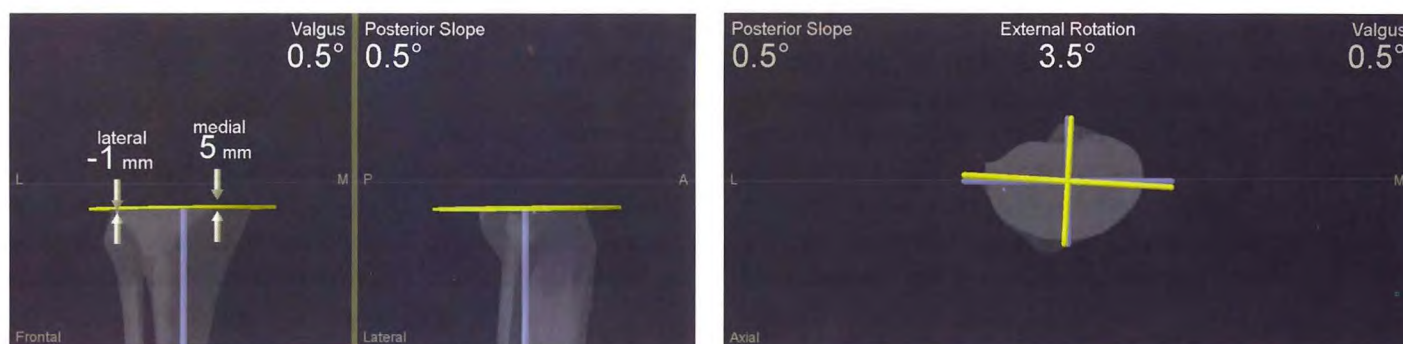


Fig. 1. Imagen de la pantalla del navegador. Realización de los cortes frontal y sagital para la colocación de la bandeja tibial. Prueba de la rotación del componente (rotación externa de 3,5°).

jano sobre cómo realizar los cortes óseos y colocar la bandeja correctamente en cuanto a la rotación, en cuanto al plano frontal y en cuanto al plano sagital (Figura 1). Tras la colocación de la prótesis de prueba, el sistema informó de la situación estática y dinámica de la extremidad, que a su vez es modificable si el cirujano lo desea. Por tanto, la CAO informa sobre la situación preoperatoria, sobre los actos quirúrgicos que se están realizando y sobre la posición final del implante y el balance ligamentoso.

En el grupo de cirugía estándar se usó la instrumentación proporcionada por la firma comercial, utilizando siempre la alineación extramedular. La rotación del componente se decidió atendiendo a lo mostrado en esta instrumentación y valorando la localización de la tuberosidad tibial y el centro del tobillo, persiguiendo una posición rotacional entre 0° y 5° de rotación externa.



Fig. 2. Telerradiografía de ambas extremidades inferiores. Estudio preoperatorio para la rodilla derecha. Artroplastia de rodilla izquierda implantada con navegación en extremidad con deformidades postraumáticas en fémur y tibia.

A todos los pacientes se les realizó en el estudio preoperatorio una radiografía con apoyo de la extremidad, en posición frontal y lateral, una axial de la rótula a 30° y una telerradiografía incluyendo cadera, rodilla y tobillo (Figura 2).

Entre una y dos semanas antes de la intervención quirúrgica se practicó una TAC con la extremidad en extensión, incluyendo rodilla y tobillo, que se repitió un mes después de la intervención (tomógrafo Siemens AG, modelo Somatron-Volume Access, versión A40A). A nivel de la rodilla se realizaron cortes de 5 mm de espesor y espaciados a 3 mm, con adquisición volumétrica de imágenes en espiral. Los cortes se empezaron inmediatamente por encima de la superficie articular tibial, repitiéndose hasta el corte donde podía visualizarse completamente el contorno de las mesetas tibiales. Como media se dieron cuatro cortes, seleccionando el más proximal posible. Se trazó una línea que unía los centros geométricos de las mesetas y que es paralela a la sombra del tendón rotuliano. En el tobillo los cortes se practicaron con el mismo grosor y separación, en la interlínea articular tibio-peroneo-astragalina. Se seleccionó el corte donde aparecían los dos maleolos y el astrágalo, hueso de forma rectangular en esta localización (Figura 3). Se trazó una línea paralela a los bordes del astrágalo atravesando los tres huesos referidos [4] (Figura 4). El ángulo formado por las dos líneas, la que une los centros geométricos de las dos mesetas y el ángulo transversal del tobillo, se consideró como ángulo de rotación, que se obtuvo trasladando la línea del eje transversal del tobillo a la imagen de la tibia; este ángulo debe aparecer siempre abierto hacia fuera si la anatomía está conservada (Figura 5).

Se realizaron, por tanto, 232 estudios con TAC, lo que supone 116 de rodilla y 116 de tobillo, la mitad en el preoperatorio y la otra mitad en el periodo postoperatorio. Los autores del estudio valoraron cerca de 1.000 cortes radiográficos, de los que se seleccionaron 232 para efectuar las mediciones ya comentadas.

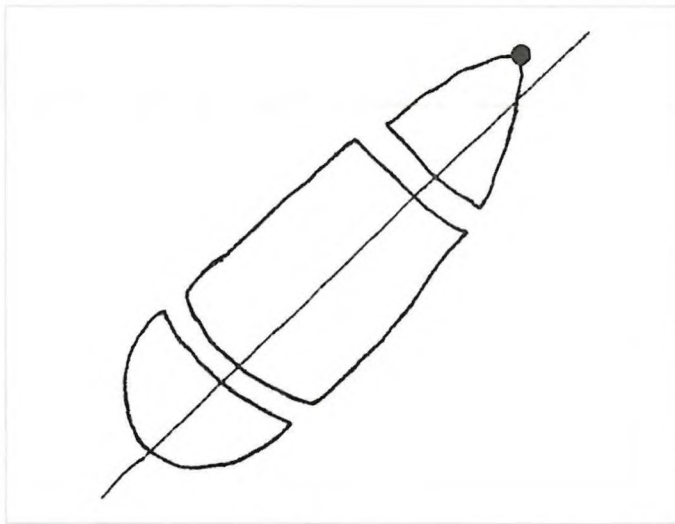


Fig. 3. Eje transversal del tobillo atravesando maléolo tibial, astrágalo y maléolo peroneo (tomado de Abbels *et al*).

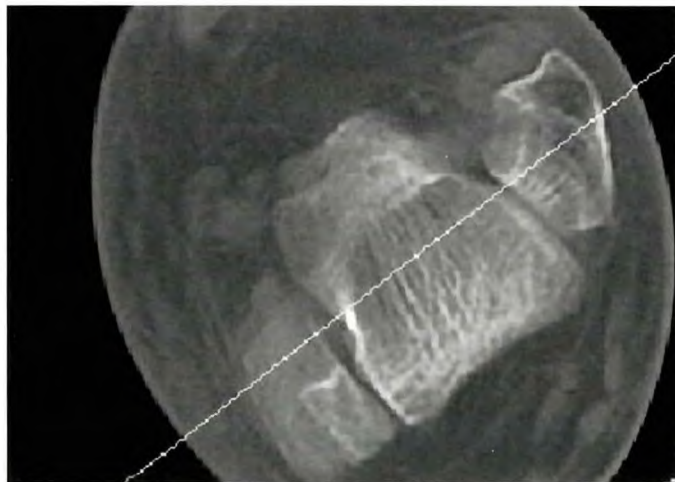


Fig. 4. Corte de TAC en el tobillo.

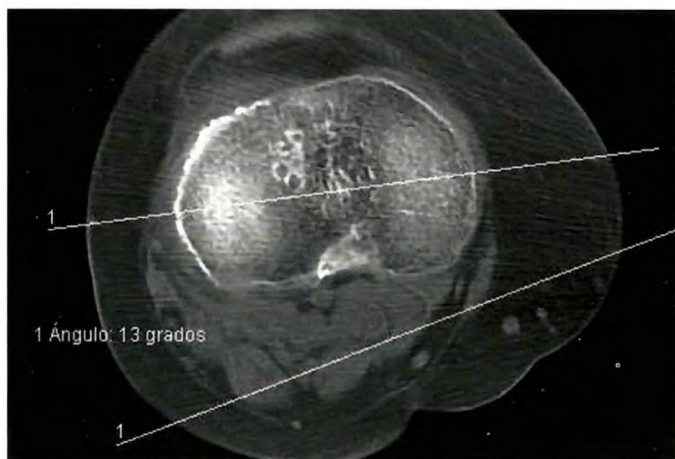


Fig. 5. Traslación del eje transversal del tobillo a la tibia para medir el ángulo de rotación tibial preoperatorio (13°).

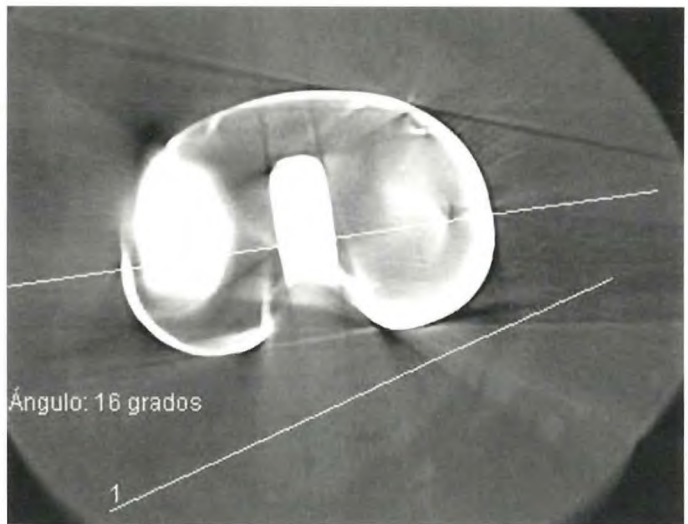


Fig. 6. Medición del ángulo de rotación tibial postoperatorio, en este caso de 16°.

En el postoperatorio se repitió el estudio con TAC, tomando como referencia en la tibia la línea que une los centros geométricos de las dos circunferencias que conforman el borde exterior de la bandeja protésica, que, al ser un implante simétrico, coincide con la tangente al borde posterior, y en el tobillo la línea anteriormente descrita (Figura 6).

Toda la información recogida fue almacenada en una hoja convencional de cálculo y el tratamiento de los datos se realizó con el paquete estadístico SSPS 12. Se usó la T de Student para muestras relacionadas en los análisis de alineación pre y postoperatoria.

Resultados

No se observaron diferencias entre los grupos con y sin navegación en cuanto a la edad ni IMC. El ángulo fémoro-tibial mecánico preoperatorio de la extremidad en el plano frontal de la serie completa medido en la telerradiografía fue de 0,83° de varo (DS: 7,40). En el grupo donde se hizo navegación fue de 0,48° de valgo (DS: 8,93) y con el de técnica convencional, de 2,08° de varo (DS: 5,26). No encontramos diferencias estadísticamente significativas en la angulación del eje mecánico preoperatorio entre ambos grupos ($p=0,21$). Tanto este hecho como la ausencia de diferencias epidemiológicas confirman que los grupos eran similares y, por tanto, comparables estadísticamente.

La rotación tibial preoperatoria fue 15,83° (DS: 7,32) de rotación externa en la serie total. La media de la rotación tibial postoperatoria de la serie total fue de 17,57° de rotación externa (DS: 10,31); en el grupo con navegación fue de 18,91° (DS: 11,31) y en el de técnica convencional,

de 16,58° (DS: 9,38); sin diferencias significativas entre ambos ($p=0,44$).

En los casos realizados con CAO, la deformidad en el plano frontal pre y postoperatorio, recogiendo los datos del informe que emite el sistema de navegación, tuvo una media de deformidad inicial del 1° de varo (DS: 8,58°), con límites de 20° de varo y 11° de valgo; la situación final fue de 0,12° de valgo (DS 1,17°), con límites de 2,5° de varo a 2° de valgo.

La rotación tibial definitiva, tomando como referencia el eje trasnepicodíleo femoral, mostraba una media de 0,7° de rotación externa (DS: 5,65°), con límites de 17° de rotación interna a 10,5° de rotación externa.

I Discusión

La instrumentación estándar para la colocación de las ATR ha mejorado en los últimos años, es más versátil, permite una discreta individualización y es posible que sea una de las causas de los mejores resultados que ofrece actualmente este procedimiento. No obstante, puede estar sujeta a errores, pues las referencias son visuales, subjetivas y no reproducibles. Para la alineación del componente tibial se dispone de dos técnicas: la alineación intramedular y la extramedular. La primera es de uso limitado, ya que perfora el canal medular de la tibia, está sujeta a complicaciones como una falsa vía y no puede usarse si existen deformidades de la diáfisis u ocupación del canal, bien por antiguas fracturas o por material de osteosíntesis. La instrumentación extramedular toma como referencia el centro de la cara superior de la tibia, la tuberosidad tibial anterior y el centro del tobillo revelado como el eje del 2°-3° metatarsiano [5]. Aceptada esta posición por el cirujano, se realiza el corte proximal de la tibia a través de plantillas del tamaño elegido. Para encontrar la rotación ideal se usan, además de esas referencias, otros métodos, como deslizar la prótesis tibial de prueba con el componente femoral de prueba instalado para que la bandeja tibial se «autocoloque» en la mejor posición de congruencia. De cualquier manera, puede entenderse que estas maniobras son poco exactas y sujetas a gran variabilidad, siendo relativamente fáciles los errores de varios grados en cuanto a la rotación interna o externa.

La cirugía asistida con ordenador o navegación quirúrgica es una técnica que, introducida en los últimos años del pasado siglo, ocupa un lugar reconocido en la cirugía protésica. Evita impresiones subjetivas al colocar los implantes; añade seguridad y reproducibilidad a las técnicas artroplásticas; permite comprobar a lo largo de la intervención la orientación y espesor de los cortes óseos y, por tanto, corregirlos; facilita el equilibrio ligamentoso; certifica el resultado y, en

fin, aporta la exactitud y comodidad que la informática añade en muchos aspectos de nuestra vida.

La colocación correcta de los componentes en las ATR es una condición imprescindible para un buen resultado de este procedimiento. Se sabe que la asociación de un componente femoral rotado internamente y el tibial externamente inhibe de manera severa la función de la rodilla artroplástica [6]. Así, como en el plano frontal los estudios radiográficos estándar permiten saber cuál es la situación pre y postoperatoria del eje de la extremidad, ello no es posible en el plano rotacional, precisándose estudios con TAC, lo que no parece factible ni coste-efectivo para llevar a cabo de forma rutinaria.

Esta dificultad impide conocer realmente cuál es la situación de los componentes, comparar con la situación previa y orientar el tratamiento hacia una nueva intervención para recolocar los implantes si ello es necesario. Estudios recientes [7][8] utilizando tomografías axiales constatan que el 50% de los casos presentaban una rotación mayor de 5° en la bandeja tibial, con una oscilación de 25° para este componente y de 9° para el femoral, y, lo que es más comprometido para la evolución de la ATR, una tendencia hacia la colocación en rotación interna. Esta variabilidad en la colocación de la prótesis es muestra de las dificultades que este tiempo quirúrgico conlleva y de la frecuencia de una posición rotacional inadecuada que no puede diagnosticarse de manera sencilla.

El mayor problema que tiene la colocación de una bandeja tibial es la necesidad de colocarla atendiendo no a la anatomía donde va colocada, sino al eje de la extremidad teniendo en cuenta la diáfisis tibial y el tobillo. Una de las técnicas utilizadas para la colocación de este componente es seguir escrupulosamente la indicación de la instrumentación específica del implante, que recoge la situación de los maléolos en el tobillo. Otro método se basa en referencias anatómicas, bien la línea condilar posterior o la tuberosidad tibial anterior, colocando el centro del borde anterior de la bandeja en el espacio entre la mitad y un tercio externo de la misma. Por último, el denominado «autoalineamiento» permite, a través de movimientos de flexo-extensión pasiva, que la bandeja rote libremente con el componente femoral de prueba colocado; al conseguir la posición adecuada, el cirujano fija el implante al plano óseo [9]. Ninguno de estos métodos ha mostrado una clara superioridad sobre otro y puede decirse que este tiempo es arbitrario y no reproducible, siendo frecuente que el cirujano utilice la asociación de varios de estos sistemas [10] e incluso compruebe el deslizamiento fémoro-patelar antes de colocar definitivamente la bandeja protésica tibial.

La navegación quirúrgica permite conocer la situación previa, colocar adecuadamente el componente y conocer la situación final en cuanto a este eje rotacional. Por tanto, al menos se tiene constancia de cuál es la situación previa y cuál es la final, lo que permite decidir las alternativas terapéuticas. La CAO ha demostrado que mejora la colocación de la artroplastia tanto en el plano frontal como en el lateral, incluso en rodillas con deformidades previas [11]. En el plano rotacional, mucho menos estudiado, existen discrepancias en la literatura. Algunos autores [12] encuentran que la CAO mejora la colocación en este plano, mientras que nuestro grupo no ha podido demostrar esta ventaja, al menos en cuanto al componente femoral [13]. A pesar de ello, y aunque los resultados definitivos de la CAO deben esperar unos años, es presumible que si la colocación de los implantes es mejor, la evolución clínica será igualmente mejor que con la técnica estándar.

En este estudio hemos utilizado la tomografía axial para conocer la rotación tibial antes y después de la colocación del implante. La TAC es un método recomendado para el estudio de la rotación tibial [14], y con los nuevos tomógrafos y con técnicas esmeradas, la radiación residual puede disminuir. Evidentemente, no debe utilizarse como una técnica diagnóstica sistemática, pero es una indicación clínica común cuando existe alteración mecánica fémoro-patelar y los datos clínicos u otras técnicas diagnósticas no son demostrativas. A pesar de ello, no es frecuente en la literatura el estudio de las rotaciones de los componentes de las ATR mediante TAC; son pocas las referencias disponibles [2][8][15] y solo abarcan unas decenas de TAC, no llegando en ningún caso al número de la presente serie.

Se han utilizado muchos ejes y referencias para analizar y cuantificar la rotación de la tibia con la TAC [7]. Sin considerar los sistemas que referencian el eje transepicondileo femoral [16], se han recomendado la línea entre las espinas tibiales [17], el tubérculo tibial anterior, los centros de las mesetas tibiales, la inserción del ligamento cruzado posterior o el borde posterior de la tibia [18]. A su vez, tomando la tuberosidad anterior, se ha usado el borde interno, el tercio medial, el punto más prominente o la inserción del tendón rotuliano [19]. Con tan elevado número de posibilidades, ya puede entenderse que el tema no está resuelto. Estas referencias varían con elevados rangos en los pacientes y eso explica la gran variabilidad en la rotación de la tibia que muestran los trabajos aparecidos sobre el tema. Por otro lado, si el alineamiento rotacional se calcula solo en relación con la parte superior de la tibia, se conoce que una desviación de 1 mm en la localización del tubérculo tibial supone hasta una desviación de 5° en la rotación de la pier-

na. Cuando se usa la tuberosidad como referencia hay una gran dispersión en las cifras de rotación, que oscilan entre 14° y 29° [20]. Si se utiliza el borde posterior de la tibia como referencia, el alineamiento a través de la tuberosidad anterior exige una rotación externa de más de 30°.

Nosotros hemos utilizado, tanto en el estudio preoperatorio como en el postoperatorio, el denominado eje tibial anatómico [7], formado por una línea que une los centros geométricos de ambas mesetas tibiales y la traslación del eje transversal del tobillo. Otras mediciones basadas sobre todo en la tangente al borde posterior de la tibia son más difíciles de reproducir, son más vulnerables a alteraciones óseas puntuales [16] y solo con el implante ya colocado pueden aportar mayor seguridad en la medición [3][15]. En un análisis preliminar que realizamos antes de iniciar la recogida de datos de este estudio, comprobamos cómo la tangente al borde posterior de la meseta es de difícil identificación y supone una gran variabilidad dependiendo del nivel de corte y de la presencia de malformaciones óseas como osteofitos.

Los dos grupos de nuestra serie son homogéneos en cuanto a peso, sexo, edad, índice de masa corporal y situación axial preoperatoria medida a través del eje mecánico fémoro-tibial en la telerradiografía, lo que permite que puedan ser comparados. La amplitud de la rotación previa de la tibia ha sido muy llamativa: encontramos casos desde 5° a 36° de rotación externa. Este dato ha sido insuficientemente aclarado en la literatura y aparece también en otros trabajos sobre la rotación tibial [7]. En el estudio postoperatorio no hemos encontrado diferencias en la rotación tibial entre ambos grupos, lo que supone que, al menos en rodillas sin deformidades, como esta serie, no puede asegurarse que la CAO mejore la colocación de la ATR en este plano. Sin embargo, el eje fémoro tibial en posición frontal ha sido mejor en el grupo con navegación, lo que coincide con otros estudios. En este grupo con navegación todos los casos mostraron una corrección del eje hasta cifras que se consideran ideales ($\pm 3^\circ$), incluso partiendo de 20° de varo o de 11° de valgo. La discrepancia entre los resultados con la navegación en el plano frontal y rotacional también ha sido constatada por otros autores [21], quienes advierten sobre la conveniencia de realizar estudios más amplios y con TAC como el nuestro.

Según nuestros resultados, no solo la navegación sino también la instrumentación convencional en manos de cirujanos expertos permite colocar adecuadamente la prótesis tibial en el plano rotacional. Podemos afirmar que la instrumentación estándar y las referencias anatómicas que habitualmente toma el cirujano, o sea, la posición de la tuberosidad anterior y del ligamento rotuliano y el centro del tobillo, permiten una correcta colocación de la bandeja ti-

bial en este plano; la CAO no aporta ventajas en este tiempo quirúrgico. Es posible que esta técnica tenga su mayor indicación en rodillas con deformidades axiales, casos con malrotaciones previas y específicamente cuando no pueda utilizarse la instrumentación convencional. Pretendemos continuar este estudio incrementando el número de casos, utilizando el mismo modelo de artroplastia y de sistema de navegación, lo que puede modificar la valoración estadística de los datos y la trascendencia de los resultados obtenidos. ■

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Hernández-Vaquero D, Cervero-Suárez J, De Cima-Suárez M, Cuervo-Olay MC, Fernández-Carriera JM. Resultados de las artroplastias de rodilla ¿Coinciden la opinión del cirujano y del paciente? *Rev Esp Cir Ortop Traumatol* 2008; 52:295-9.
- Barrack RL, Schrader T, Bertot AJ, Wolfe MW, Myers L. Component rotation and anterior knee pain after knee arthroplasty. *Clin Orthop Rel Res* 2001; 392:46-55.
- Nicoll D, Rowley DI. Internal rotational error of the tibial component is a major cause of pain after total knee replacement. *J Bone Joint Surg (Br)* 2010; 92-B:1238-44.
- Abbeels J, Bard M, Bernageau J, Busson J, Cofre C, Godefroy D. Le scanner osteo-articulaire. Editions Vigot, Paris, 1986; P:158-170.
- Maestro A, Harwin SF, Sandoval MG, Vaquero DH, Murcia A. Influence of intramedullary versus extramedullary alignment guides on final total knee arthroplasty component position: a radiographic analysis. *J Arthroplasty* 1998; 13:552-8.
- Thompson JA, Hast MW, Granger JF, Piazza SJ, Siston RA. Biomechanical effects of total knee arthroplasty component malrotation: a computational simulation. *J Orthop Res* 2011; 29:969-75.
- Cobb JP, Dixon H, Dandachli W, Iranpour F. The anatomical tibial axis. Reliable rotational orientation in knee replacement. *J Bone Joint Surg (Br)* 2008; 90-B:1032-8.
- Bédard M, Vince KG, Redfern J, Collen SR. Internal rotation of the tibial component is frequent in stiff total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2011; 469:2346-55.
- Aglietti P, Sensi L, Cuomo P, Ciardullo A. Rotational position of femoral and tibial components in TKA using transepicondylar axis. *Clin Orthop Relat Res* 2008; 466:2751-5.
- Ikeuchi M, Yamanaka N, Okanoue Y, Ueta E, Tani T. Determining the rotational alignment of the tibial component at total knee replacement. A comparison of two techniques. *J Bone Joint Surg (Br)* 2007; 89-B:45-9.
- Hernández-Vaquero D, Suárez-Vázquez A, Sandoval-García MA, Noriega-Fernández A. Computer assistance increases precision of component placement in total knee arthroplasty with articular deformity. *Clin Orthop Relat Res* 2010; 468:1237-41.
- Stöckl B, Nogler M, Rosiek R, Fisher M, Krismer M, Kessler O. Navigation improves accuracy of rotational alignment in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2004; 426:190-6.
- Hernández Vaquero D, Suárez-Vázquez A, Fernández Simón JM, Noriega Fernández A. Rotación del componente femoral en las artroplastias de rodilla. Utilidad de la cirugía asistida con ordenador. *Trauma Fund Mapfre* 2010; 21:145-62.
- Jazrawi LM, Birdzell L, Kummer FJ, Di Cesare PE. The accuracy of computed tomography for determining femoral and tibial total knee arthroplasty component rotation. *J Arthroplasty* 2000; 15:761-6.
- Berger RA, Crosset LS, Jacobs JJ, Rubash HE. Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1998; 356:144-53.
- Incavo SJ, Coughlin KM, Pappas C, Beynnon BD. Anatomic rotational relationships of the proximal tibia, distal femur, and patella: implications for rotational alignment in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2003; 18:643-8.
- Akagi M, Oh M, Nonaka T, Tsujimoto H, Asano T, Hamanishi C. An anteroposterior axis of the tibia for total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2004; 420:213-9.
- Lutzner J, Krummenauer F, Gunther KP, Kischner S. Rotational alignment of the tibial component in total knee arthroplasty is better at the medial third of tibial tuberosity than at the medial border. *BMC Musculosk Dis* 2010; 11:57.
- Fukagawa S, Matsuda S, Mitsuyasu H, Miura H, Olazaki K, Tashiro Y, Iwamoto Y. Anterior border of the tibia as a landmark for extramedullary alignment guide in total knee arthroplasty for varus knee. *J Orthop Res* 2011; 29:919-24.
- Bonnin MP, Saffarini M, Mercier PM, Laurent JR, Carrillon Y. Is the anterior tibial tuberosity a reliable rotational landmark for the tibial component in total knee arthroplasty? *J Arthroplasty* 2011; 26:260-7.
- Cheng T, Zhang G, Zhang X. Imageless navigation system does not improve component rotational alignment in total knee arthroplasty. *J Surg Res* 2011; 171:590-600.

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.

La reparación del ligamento cruzado anterior: solución de un problema histórico en el siglo XX

Repair of the anterior cruciate ligament: solution to a historical problem in the 20th century

Forriol F¹, Ripoll PL²

Facultad de Medicina, Universidad San Pablo CEU, Madrid. ²Hospital USP-San Carlos, Murcia.

Resumen

La cirugía del ligamento cruzado anterior ha supuesto un reto para los cirujanos desde principios del siglo XX. Actualmente es una de las técnicas más frecuentes, aunque quedan muchos aspectos por definir. Sin embargo, al ser artroscópica, se ha facilitado mucho la recuperación de los pacientes y los resultados de larga evolución. Revisando la historia han sido muchos los autores que han participado en su desarrollo, aunque algunos han quedado en el olvido. Conocer los pasos y las opciones de las diferentes escuelas nos puede ayudar a comprender mejor lo que se hace hoy en día.

Palabras clave:

Ligamento cruzado anterior, plastia, injerto, inestabilidad, rodilla.

Abstract

Surgery of the anterior cruciate ligament has been a challenge for surgeons from the beginning of the 20th century. It is currently one of the most common procedures, though many aspects remain to be defined. However, since it is arthroscopic, patient recovery and long-term results has been much improved. A historical review shows that many authors have participated in its development, though some have fallen into oblivion. Knowing the steps and the options of the different schools can help us better understand what is being done today.

Key words:

Anterior cruciate ligament, plasty, graft, instability, knee.

Introducción

Durante muchos años las lesiones del ligamento cruzado anterior (LCA) se encontraron con la falta de un diagnóstico certero y seguro; muchas lesiones pasaban desapercibidas o mostraban una evidente inestabilidad tiempo después de producirse, lo que complicaba todavía más la patología. Además, era difícil determinar y clasificar el tipo de lesión y tampoco se disponía de las técnicas adecuadas para repararlas. Prueba de ello fue la discusión establecida, en su momento, entre utilizar técnicas extra o intraarticulares, o la combinación de ambas [1]. Hoy vemos con la mayor naturalidad que la cirugía del LCA es una de las más frecuentes;

sin embargo, no hace tanto, en 1974, cuando Kennedy [2] escribía en la introducción de un artículo: «(...) una atmósfera de incertidumbre invade el quirófano cuando se descubre una lesión del LCA al efectuar una artrotomía. Entre las autoridades de la rodilla hay desacuerdo sobre si se puede producir una lesión aislada del LCA y cuándo se produce y cómo afecta a la función de la articulación».

Razones biológicas explican la dificultad que tiene el LCA, un ligamento en forma de cordón y rodeado por sinovial, para cicatrizar y recuperar sus propiedades biomecánicas. En 1938, Palmer [3] estableció que «una rotura total de un fascículo del ligamento cruzado anterior es incapaz de curar espontáneamente», lo cual se debe a la falta de vasos [4-6]. Muy pronto se conoció que el LCA roto se atrofiaba con mucha rapidez. Arnoczky *et al.* [7][8] demostraron que su vascularización era de proximal a distal, mientras que en el ligamento cruzado posterior (LCP) el

Correspondencia

F. Forriol
Depto Facultad de Medicina, CEU
Urbanización Montepríncipe. 28668 Boadilla del Monte, Madrid
fforriol@gmail.com

aporte vascular es de proximal a distal, e incluso llegan vasos a su porción media [9]. Esto explica que al romperse el LCA en su inserción femoral se atrofia de inmediato, pues se corta el aporte vascular.

La experiencia clínica pronto avaló la ineficacia de las suturas y la única diferencia apreciable respecto al tratamiento conservador era la menor incidencia de signos de inestabilidad [10]. Las técnicas de reparación directa solo se podían considerar con algunos tipos de rotura, pacientes con fisis abiertas o bajas demandas funcionales [10]. En pacientes adultos, con altas exigencias, el tratamiento quirúrgico debería estar encaminado a la sustitución del LCA roto por un injerto que lo reemplazara tanto anatómica como biomecánicamente. En España, Moragas *et al.* [11], siguiendo las recomendaciones publicadas, intervenían las rodillas traumáticas de los futbolistas, aunque resulta llamativo que en su revisión de 26 casos, 21 correspondían a roturas del ligamento lateral interno (LLI) y tan solo cuatro a roturas del LCA.

La discusión entre operar las roturas agudas de los ligamentos o tratarlas de forma conservadora se definió pronto [12-16]. Jonash [17] vio que las lesiones tratadas con medios conservadores tenían un 25% de malos resultados, un 50% de regulares y solo un 25% de buenos. Todavía en 1974, Burri *et al.* [18] señalaron la conveniencia de acometer un tratamiento quirúrgico. Pero, por aquellos años, cirujanos de reconocido prestigio [19][20] sostenían que el LCA no necesitaba ninguna reparación si el cartílago y los meniscos estaban intactos, fallando en su apreciación del LCA como primer estabilizador de la rodilla [21].

Inicialmente se utilizaron autoinjertos, aunque se intentaron los tratamientos con aloinjertos, xenoinjertos [22][23] y plastias sintéticas. Esto estimuló la realización de estudios experimentales que demostraron que tanto la utilización de autoinjertos como de aloinjertos tendinosos en la reconstrucción del LCA se debilita durante los primeros meses después de la cirugía, aumentando su resistencia, pasado un tiempo, con la remodelación del tejido y la incorporación del injerto [24-27], obligando al reposo o a cargas mínimas de la rodilla intervenida durante el tiempo de recuperación. Se recomendaba la rehabilitación para aumentar la resistencia muscular y la movilidad articular [28][29].

Desde los años 60, diferentes autores demostraron experimentalmente que la incorporación de un aloinjerto tendinoso sigue la misma secuencia que un autoinjerto pero a menor velocidad [30-36], aunque la aplicación clínica de los aloinjertos comenzó a finales de los años 80 [37][38] y varios estudios demostraron que el mejor medio para reducir las propiedades antigénicas de los aloinjertos era su con-

gelación profunda a -80°C [35][38-40], aunque también prodigaron los aloinjertos liofilizados [41][42].

Tampoco podemos olvidar el interés que despertó la utilización de nuevas prótesis sintéticas para la sustitución del LCA, aunque los resultados a corto plazo demostraron su fracaso y no se ha vuelto a intentar en los últimos años [43]. Se utilizaron fibras de polietileno y poliéster de alto rendimiento, adecuados a la anatomía del LCA, por sus propiedades mecánicas. Se han publicado estudios con distintos materiales como nailon [44], ácido poliglicólico trenzado [45], Dacron [46][47], polietileno Poliflex® [48][49], polietileno tereftalato (ligamento Leeds-Keio®) [50-52], Trevira® [53], politetrafluoretileno (Gore-Tex®) [54][55], poli-propileno (Kennedy-Lad®) [49][56] y fibra de carbono [57][58]. Sin embargo, los implantes sintéticos se deforman plásticamente y se elongan de forma permanente con la mitad de fuerza que el LCA [59][60]. Todavía estamos lejos de una nueva generación de ligamentos sintéticos que combinen las ventajas de los materiales sintéticos –alta resistencia, fácil fabricación y almacenamiento– con la de los injertos biológicos –biocompatibilidad y crecimiento tisular– [61].

I Reparaciones primarias y tipos de injerto

Al revisar la literatura se suscita una cuestión de interés: una vez aceptada la técnica intraarticular, qué injerto elegir. Actualmente, el tercio central del tendón rotuliano autólogo sigue siendo el injerto más utilizado para la reparación del LCA y el patrón con el que deben compararse los demás injertos. Efectivamente, este injerto fue el preferido por el 79,1% de los 249 cirujanos que participaron en una encuesta realizada en 2003 sobre el tratamiento de las lesiones del LCA [62]. En un estudio similar llevado a cabo por la Asociación Española de Artroscopia, el porcentaje de injertos rotulianos autólogos usados en nuestro país fue del 71% [63]. Un grupo de cirujanos australianos de rodilla [64] revelaron que utilizaban autoinjerto, de ligamento rotuliano o de la pata de ganso, en el 58% de los casos, según las circunstancias. El resto utilizaban o solo ligamento rotuliano o solo pata de ganso. Miembros del Grupo de Estudio del LCA [65] presentaron otra perspectiva: el 73% eligieron ligamento rotuliano, el 23% pata de ganso y un 4% «otros» como los aloinjertos. Bach *et al.* [66] señalan que su uso de aloinjertos ha aumentado: entre 1986 y 1996, la reconstrucción primaria con aloinjertos era del 2%, creció hasta el 14% entre 1996 y 2001, alcanzando el 36% entre 2002 y 2005. Los aloinjertos en la cirugía primaria del LCA están justificados cuando el paciente presenta problemas para la toma de injertos autólogos (tendinitis, secuelas de Osgood-Slatter, etc.), si se necesita acortar el periodo de baja laboral

o por motivos estéticos [67]. Sin embargo, estudios comparativos entre autoinjertos y aloinjertos no han demostrado diferencias entre ambos tipos, lo que ha llevado a algunos autores a utilizarlo de forma rutinaria [68][69].

Se han descrito métodos con injertos autólogos para reconstruir el LCA utilizando el tendón del músculo semitendinoso [70-73] y también del recto interno [71][73], o ambos tendones de la pata de ganso [74-76], así como el tracto iliotibial y la fascia lata [14][15][77][78-85] o el ligamento rotuliano [86-99]. Son técnicas que generalmente ofrecen muy buenos resultados, pero no hay que olvidar que dañan una estructura no lesionada previamente.

Beynon *et al.* [10][101] realizaron un metaanálisis sobre trece trabajos prospectivos y aleatorizados donde compararon los injertos H-T-H con los de la pata de ganso, sin que los resultados puedan inclinar la balanza en uno u otro sentido. Solo destacaron el mayor dolor al arrodillarse en aquellos pacientes que recibieron un injerto de tendón rotuliano. No había diferencias en cuanto a la estabilidad antero-posterior ni tampoco en la actividad. El dolor anterior de rodilla apareció en ambos grupos.

La utilización del tercio central del ligamento rotuliano se considera el tejido autólogo de elección para los deportistas por su resistencia, durabilidad y elasticidad [28][102][103]. Este procedimiento tiene también sus inconvenientes por el compromiso del aparato extensor de la rodilla y se han descrito disminución del perímetro y restricciones de la movilidad [104][105]. En una revisión bibliográfica de 40 trabajos [106], se recoge que las tres complicaciones más frecuentes de dicha técnica son la contractura en flexión, el dolor de la articulación fémoro-rotuliana y el debilitamiento del m. cuádriceps. Asimismo, se ha descrito una disminución significativa en la resistencia del m. cuádriceps al año de la intervención, comparándolo con pacientes con los que se había utilizado otro tipo de plastia tendinosa. Otra complicación es el síndrome de contractura infrarrotuliana, que se presenta cuando el injerto no se coloca siguiendo los principios de la isometría [107][108]. También se han señalado roturas del ligamento rotuliano [109] y fracturas rotulianas [110] después de utilizar el tercio central como injerto para la reconstrucción del LCA.

Además, se han señalado como complicaciones la rotura del ligamento rotuliano [109][111], la tendinitis, la calcificación intratendinosa y la contractura infrarrotuliana [108]. Sin embargo, lo más frecuente es el dolor anterior de la rodilla, que se relaciona con una pérdida de la movilidad, falta de extensión completa y lesión del nervio infrarrotuliano por el propio abordaje [112]. En otro metaanálisis [113], incluyendo once trabajos, las diferencias encontradas entre los

dos tipos de injerto se limitaron a una mayor probabilidad de tener una rodilla con estabilidad normal usando el ligamento rotuliano a costa de un mayor índice de molestias al arrodillarse. Por otro lado, el sacrificio de los isquiotibiales, sinérgicos del LCA, para impedir la traslación anterior de la tibia no se puede considerar intrascendente, a pesar de que algunos autores demuestren una regeneración parcial, que conlleva la pérdida de fuerza flexora [114] y que puede traducirse en la vida cotidiana por la dificultad que presentan algunos pacientes para «quitarse las botas».

Desde los inicios hasta los años 60

Historicamente se han desarrollado dos sistemas de reconstrucción del LCA, las técnicas intraarticulares y extraarticulares, y en ocasiones se ha utilizado una combinación de ambas. Las técnicas intraarticulares actúan sobre la tibia intentando simular el LCA, mientras que las técnicas extraarticulares lo hacen a cierta distancia de la inserción del propio LCA. Las técnicas extraarticulares intentan prevenir el *pivot shift*. Sin embargo, no están justificadas en las roturas aisladas del LCA [115-117]. Tampoco se ha encontrado diferencias al añadir un refuerzo extraarticular a una técnica intraarticular [118]. O'Brien *et al.* [119] señalaron que, además de no aportar ninguna ventaja mecánica, estos pacientes presentan un 40% de síntomas residuales como consecuencia de la técnica extraarticular. Para O'Donoghue [14], la cirugía solo estaba indicada cuando los síntomas de la insuficiencia del LCA eran lo suficientemente graves como para interferir en las actividades diarias.

Inicialmente, la reparación del LCA fue una sutura primaria que demostró unos resultados insatisfactorios [21]. Después de que Stark [120] describiese, en 1850, dos casos de rotura del LCA, la primera reparación de una lesión aguda del LCA fue efectuada en 1903 por Mayo Robson, en el General Infirmary de Leeds (Gran Bretaña) [121].

Hey-Groves [77] nunca estuvo de acuerdo con esta técnica, y desde el principio recurrió a la toma de injertos de fascia lata ya que el ligamento roto se encontraba deshilachado y en las reparaciones tardías aparecía como un muñón incapaz de ser reparado. En 1917, Hey-Groves [77] publicó la primera reconstrucción del LCA, utilizando una tira de la cintilla ilio-tibial por el fémur, a través de la articulación, y cruzando la extremidad proximal de la tibia. También recomendó la utilización del tendón del m. semitendinoso para reconstruir el ligamento cruzado posterior. En 1920 [80], modificando su técnica, mostró 14 casos, de los cuales cuatro no habían mejorado (Figura 1).

En 1918, Alwyn Smith, extrayendo una porción rectangular distal de la cintilla iliotibial [122], trataba tanto el

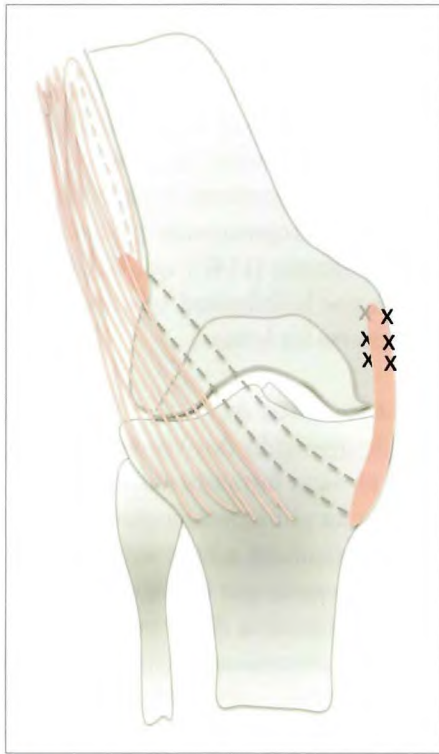


Fig. 1. Técnica de Hey-Groves, 1917.

LLI como el LCA. Como ocurrió con Hey-Groves [77], obtuvo buenos resultados, aunque debemos resaltar su protocolo de rehabilitación y estimulación eléctrica postoperatoria; además, describió la reparación del LCA con múltiples suturas de seda fijadas con grapas metálicas, pero no fueron utilizadas debido a la fuerte sinovitis que producían. En 1920, Putti [123] preconizó la utilización de la fascia lata y poco después recomendó la utilización del tendón del m. semimembranoso, mientras que Holzel [124], también en 1920, para reemplazar el ligamento dañado, introducía la parte libre de un menisco roto en asa de cubo.

En 1923, Bertocchi y Bianchetti [125] estudiaron las propiedades mecánicas y la evolución histológica de los autoinjertos de fascia lata y del tendón de Aquiles del cerdo. Es el primer estudio experimental de la relación de un sustitutivo ligamentoso, del canal óseo y de las lesiones osteocondrales. Zanolì [126], en 1926, tras extraer un trozo de la cintilla iliotibial, la mantuvo durante más de un mes de forma subcutánea en el tejido graso del paciente para implantarla posteriormente en sustitución del LCA. Wittek [127][128] describió su técnica de sutura del LCA y mostraba, además, los resultados.

En 1926, Bennett [129] ideó una técnica extraarticular para la reconstrucción del LCA deficiente mediante una

tira de fascia lata a lo largo de la cara interna de la rodilla asociada a un retensado del retináculo extensor medial, pensando que un LCA roto se puede suplir si el resto de los ligamentos articulares están intactos. Los resultados fueron buenos y uno de sus pacientes jugó como capitán del equipo de fútbol *All American* un año después de la cirugía.

Cubbins *et al.* [130], en 1932, tras diversos estudios anatómicos y mecánicos, llegaron a la conclusión de que la técnica propuesta por Smith [122] utilizando la aponeurosis del m. bíceps femoral era óptima. Inmovilizaban con un yeso a 30° de flexión, durante 30 días, y después colocaban otro yeso en extensión completa durante otros tres meses. Cotton y Morrison [131], así como Bosworth y Bosworth [132], seguían manteniendo la idea de que la reconstrucción del LLI transformaba una rodilla deficiente por la rotura del LCA en una rodilla estable. Ambos estudios utilizaban una tira libre de la cintilla iliotibial perforando los cóndilos internos del fémur y de la tibia.

En 1936, Campbell [99] describió su técnica intraarticular, mediante túneles en la tibia y el fémur, empleando el ligamento rotuliano (Figura 2). Destacó la frecuencia de las lesiones combinadas de menisco interno y LLI en las rodillas con rotura del LCA. Ese mismo año, Mauck [133] re-

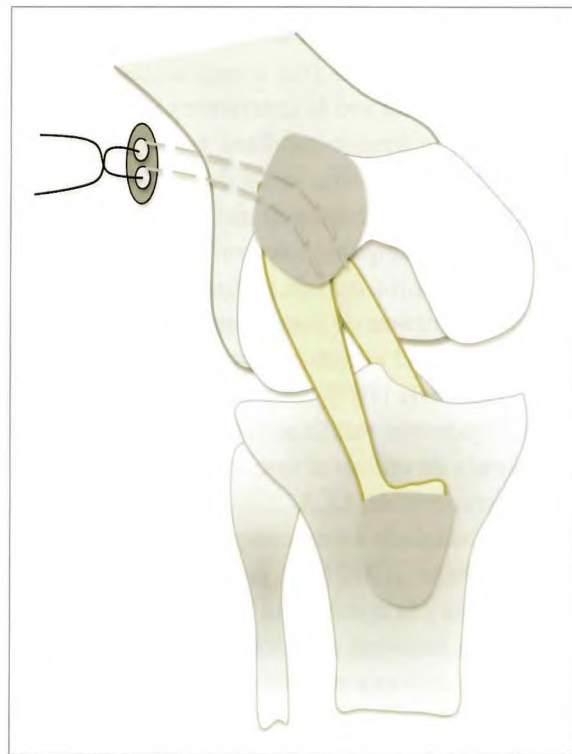


Fig. 2. Técnica de Campbell, 1936.

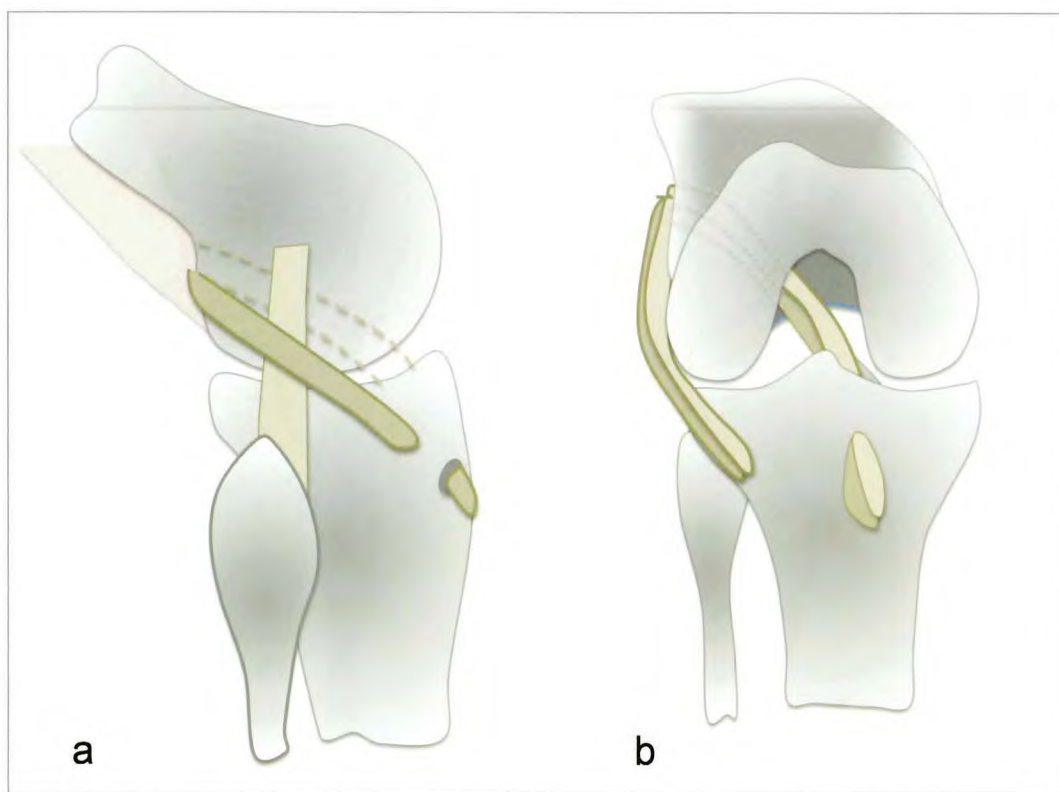


Fig. 3. Técnica de Zarins y Rowe, un MacIntosh 2 con refuerzo extraarticular con tendón libre del m. semitendinoso. a. visión lateral, b. visión frontal.

comendaba el avance distal de la inserción del LLI, lo cual exigía la resección del menisco interno para estabilizar una rodilla con el LCA roto. Pero, sin embargo, lo más interesante de su técnica fue la colocación de una ortesis móvil durante seis-ocho semanas.

El trabajo de Palmer [3], publicado en 1938, fue la base de los conocimientos básicos de las lesiones ligamentosas de la rodilla, pues describe su anatomía, biomecánica y la indicación del tratamiento. Discutió el «signo del cajón», por primera vez en la literatura, y dio cuenta de los hallazgos radiográficos e histológicos. Palmer [x3] utilizó la técnica de Hey-Groves [77][80] y mencionó la necesidad de efectuar los orificios de los túneles adecuadamente, por lo que desarrolló una guía semejante a las actuales.

En 1939, Macey [134] también había propuesto los tendones isquiotibiales como injerto para sustituir un LCA roto, pero fue mucho más tarde cuando Zarins y Rowe [85] popularizaron la técnica al publicar sus resultados con tendones de la pata de ganso (Figura 3).

Hauser [135], en 1947, presentó una nueva reconstrucción extraarticular utilizando una porción distal del ligamento rotuliano. Lo fijaba, mediante grapas o agujas, en el punto de inserción femoral del LLI, pensando que así dupli-

caba la función del LCA y reforzaba las estructuras mediales, tan frecuentemente debilitadas. Por su parte, en el mismo año, Helfet [136], para reforzar el complejo interno de la rodilla, desplazaba la tuberosidad tibial medial, controlando así la rotación externa de la tibia. Además, pasaba el tendón del m. semitendinoso por un canal longitudinal medial, en línea con el LLI, para provocar la rotación interna del fémur con la flexión. Los resultados eran buenos, únicamente, si el paciente era capaz de contraer los isquiotibiales; la inestabilidad pasiva permanecía.

En 1950, Lindemann [71] propuso la plastia del LCA tomada del m. recto interno, el cual, una vez desinsertado, lo pasaba por la escotadura para introducirlo a través de un túnel tibial, siendo suturado a su salida con el ligamento rotuliano (Figura 4). Posteriormente se mantenía inmovilizado con un yeso pelvi-pédico durante tres semanas y no iniciaba la carga hasta las cinco-seis semanas de la cirugía, siempre que la rodilla flexionara activamente de 30° a 40°. A las ocho semanas, la flexión y extensión debían ser completas o, al menos, llegar hasta los 90° [137]. Por su parte, Ficat [138] sistematizó esta técnica conservando el fundamento «dinámico» de la estabilización articular con la contracción muscular refleja ante las tensiones ejercidas por el

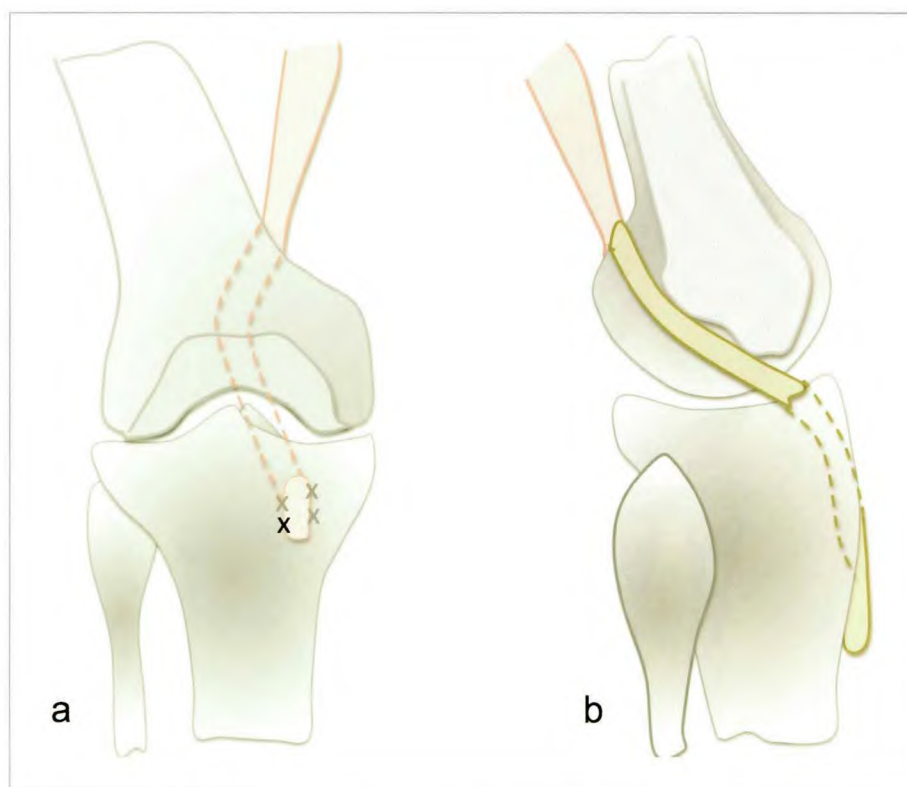


Fig. 4. Técnica de Lindemann, 1950, a. visión frontal, b. visión lateral.

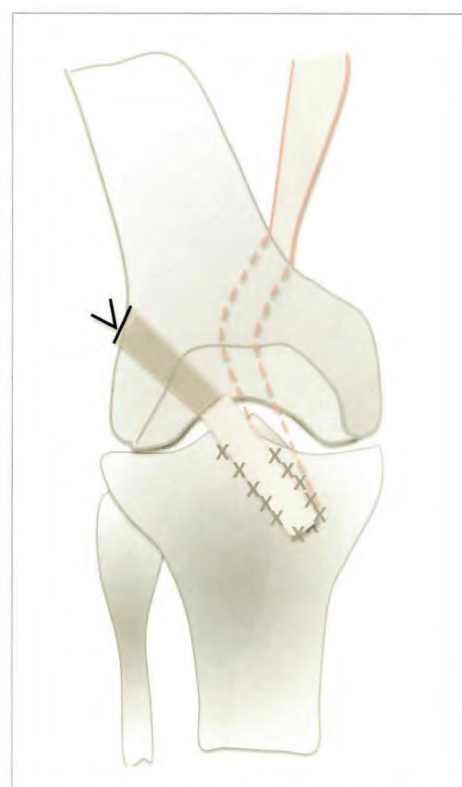


Fig. 5. Técnica de Lindemann modificada por Bousquet.

tendón, fijando este sobre el LLI. Bousquet [139] añadió una función «estática» al reintroducir distal al tendón en la articulación, fijándolo, tras realizar un túnel transóseo, en el cóndilo externo [140-142] (Figura 5).

En la línea de las reconstrucciones dinámicas, Augustine [90] aportó su técnica. El tendón del m. semitendinoso, después de liberarlo distalmente, se pasaba por la escotadura intercondílea y por un túnel tibial para fijarlo a su salida (Figura 6). Como en el caso de la técnica de Helfet [136], los resultados dependían de una buena rehabilitación.

Para obtener mejores resultados, O'Donoghue [14][15] insistió en la importancia de reparar los ligamentos de la rodilla en las dos primeras semanas después de la lesión. En el caso de las lesiones crónicas con inestabilidad articular recomendaba la técnica de Hey-Groves [77][80] y, a diferencia de Helfet [136] y Augustine [90], pensaba que una reconstrucción dinámica con los tendones de los isquiotibiales no funcionaba (Figura 7).

En 1959, Lindstrom [141] publicó el mayor estudio, con 34 casos, de reparación del LCA, utilizando el menisco que era suturado a través de perforaciones en el fémur y en la tibia. Walsh [143], en 1972, desechó esta técnica ante los malos resultados obtenidos.

La década de los 60

Fue en este decenio cuando Jones [97] recomendó el injerto autólogo hueso-tendón-hueso (H-T-H) con el tercio central del ligamento rotuliano (Figura 8), aunque sería Clancy [32] quien lo popularizó. El H-T-H pasó de emplear el tercio medial al injerto del tercio central. Inicialmente, Clancy [143] lo combinaba con técnicas extraarticulares de refuerzo, hasta que O'Brien [119] demostró que no eran necesarias. Sin embargo, la idea original había sido de Campbell [99], quien en 1936 propuso la utilización de tiras de la porción interna del ligamento rotuliano. En 1963, Clancy [32] defendió la técnica propuesta por Jones [97] pero extrayendo el tercio central del ligamento vascularizado, es decir, con el tejido adiposo subyacente para mejorar su integración [139][144-146] (Figura 9). Brückner y Brückner [147], en 1966, utilizaban una porción del ligamento rotuliano, técnica que diez años después, en 1976 (Figura 10), fue mejorada sustancialmente por Eriksson, quien se apoyó en una idea de Broström [148].

En 1968, Lam [91] volvió a tomar el tercio interno del ligamento rotuliano, colocando la inserción tibial en una posición más anatómica, con un bloque de hueso y un tornillo interferencial. Además, giraba el injerto 360° para simular

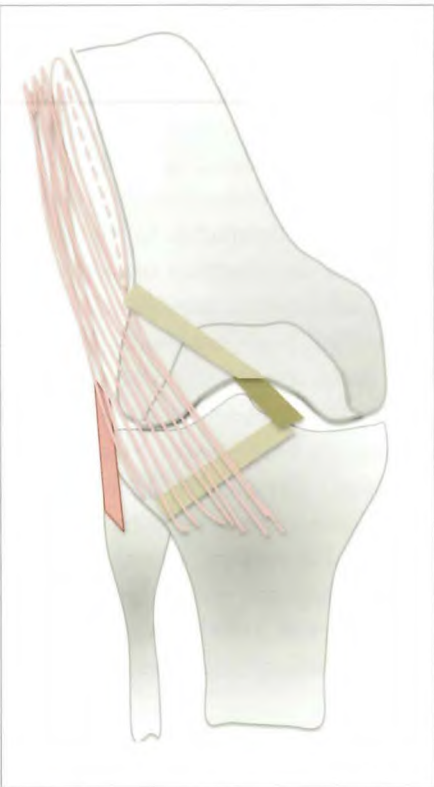


Fig. 6. Técnica de Augustine, 1956. Proyección lateral.

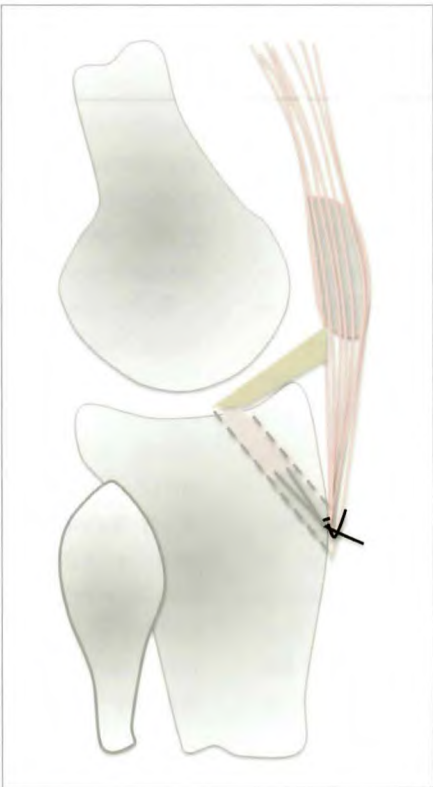


Fig. 7. Técnica de O'Donoghue, 1963.



Fig. 8. Técnica de Jones, 1963.

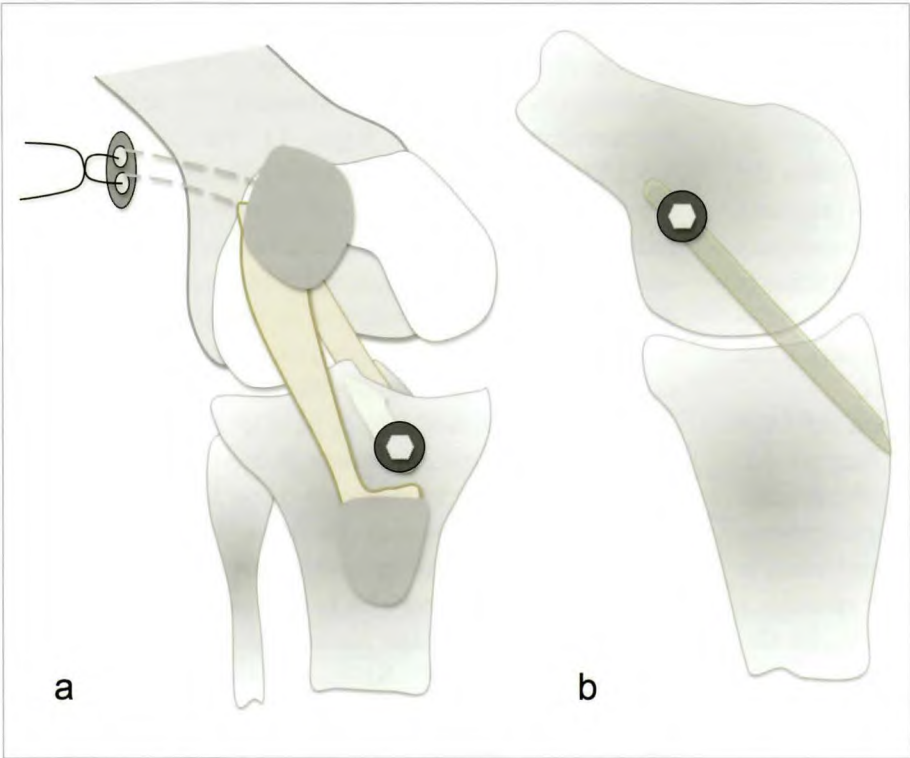


Fig. 9. Técnica de Clancy con tercio rotuliano libre y tendones de la pata de ganso como refuerzo extraarticular. a. proyección frontal, b. proyección lateral.



Fig. 10. Técnica de Brückner y Brückner, 1969.

la morfología helicoidal del LCA. En 1970, en un intento de efectuar una sola incisión, Jones [98] describió la utilización de un tornillo percutáneo para fijar el hueso rotuliano en el túnel femoral.

Ese mismo año, Slocum *et al.* [149-151] definieron la «inestabilidad rotatoria» de la rodilla como consecuencia de una lesión de las estructuras mediales y del LCA. Describieron una prueba para ayudar con el diagnóstico y desarrollaron su técnica con la transferencia de la pata de ganso para controlar la inestabilidad. Considerando que la rotación externa de la tibia era la causa principal de la sintomatología de la inestabilidad, pensaron que cambiando la acción de la pata de ganso, de flexora a rotadora interna, controlarían la inestabilidad.

Estos métodos quirúrgicos precisaban de una artrotomía, causando alteraciones de los elementos propioceptores de la cápsula articular hasta que Rosenberg y Rasmussen [152], en 1984, describieron su técnica endoscópica, hoy perfectamente establecida y utilizada en la mayoría de los centros, que disminuye las complicaciones propias de la técnica y el tiempo de recuperación [153].

Los años 70

Kennedy y Fowler [154] demostraron que el LCA puede estar lesionado sin afectación de las estructuras capsulares internas. En los años siguientes, Galway y MacIntosh [155] dieron a conocer el fenómeno del *pivot shift*, que Hughston *et al.* [156] pronto incorporaron a su teoría de la inestabilidad rotacional, también denominada «inestabilidad rotacional ántero-externa», atribuyendo el fenómeno a la rotura de la cápsula externa que se ve aumentada con la lesión del LCA. MacIntosh *et al.* [78][79][157] describieron la prueba del *pivot shift*, modificada posteriormente por otros autores [83][150], como patognómico de la rodilla con insuficiencia por rotura del LCA. Por su parte, Torg *et al.* [158] describieron la prueba de Lachman y demostraron su superioridad biomecánica frente a la prueba del cajón anterior.

Muchos cirujanos tenían claro que la rotura del LCA producía una inestabilidad articular, pero las técnicas disponibles ofrecían garantías suficientes para solucionarlo. No es de extrañar que comenzaran a publicarse trabajos experimentales preocupados por resolver un problema, la rotura del LCA, cada vez más frecuente y que afectaba a una población joven y activa. Por ello, proliferaron las técnicas para reparar la inestabilidad rotacional con procedimientos para prevenir la subluxación de la tibia y mantener la rodilla en una posición reducida de rotación interna, con la transferencia de la pata de ganso, la retracción capsular y el avance del LLI a una posición más proximal y posterior.

McIntosh [78], en el Toronto General Hospital, describió una reconstrucción intraarticular utilizando una banda de la cintilla iliotibial, conocida como técnica McIntosh 1, que Andrews [159][160] modificó añadiendo su concepto de isometría y ganando así gran popularidad. La isometría pretendía mantener el injerto a la misma tensión en flexión y en extensión de la rodilla. Los resultados fueron inicialmente espectaculares, si bien se deterioraban con el tiempo.

Todos los esfuerzos se encaminaron a corregir la inestabilidad residual de la rodilla y así, McMaster *et al.* [161] utilizaron el tendón del m. recto interno, Cho *et al.* [70] y Lipscomb *et al.* [74] publicaron sus técnicas con el tendón del m. semitendinoso, como ya había hecho Macey [134] en 1939, mientras que Horne y Parsons [162] modificaron el procedimiento con un injerto a través de la cápsula posterior y *over the top* del cóndilo femoral lateral, una ruta más anatómica descrita inicialmente por MacIntosh [155]. Collins *et al.* [163] y Tillberg *et al.* [164] volvieron a utilizar el menisco como injerto, demostrando mejores resultados que Walsh [143].

En esta época, en la que todavía no se había abandonado la sutura primaria del LCA roto, Feagin [164] sorprendió con sus entusiásticos resultados de la sutura del LCA roto en cadetes de la Academia Militar de West Point, presentados en un congreso de la AAOS. Simultáneamente, McIntosh *et al.* [79] describieron sus buenos resultados de la reparación primaria suturando el ligamento roto por detrás del cóndilo femoral externo, con una técnica que definieron como *over the top* y que, modificada por Marshall [92], se convirtió en el tratamiento de elección (Figura 11). Pero el propio Marshall [92][93] la abandonó, pasando a efectuar reconstrucciones con fascia lata. En 1979, siete años después de su presentación, Feagin [165] admitió que la valoración de los cadetes operados demostraba una inestabilidad recurrente de su rodilla y un deterioro progresivo en su función.

Basado en los trabajos previos de Ellison [82], Insall [83] utilizó una banda de la cintilla iliotibial intraarticular, fijándola en la cara anterior de la tibia (Figura 12). McIntosh [78] cambió su técnica, pasando el injerto intrarticular con un túnel tibial, que fue conocida como McIntosh 2 (Figura 13), y la siguió modificando mediante el empleo del injerto de tendón cuadriceps. El extremo proximal pasaba por la escotadura y lo aseguraba en la cara externa del fémur, conocido como *quadriceps patellar tendon over the top* o McIntosh 3 (Figura 14). No era una técnica isométrica y la propia delgadez del injerto provocaba fallos al cabo del tiempo. Para evitarlo, aumentó su grosor con una cinta de tendón cuadriceps (técnica de Marshall-McIntosh) y también con material sintético [166]. Curiosamente, a pesar de

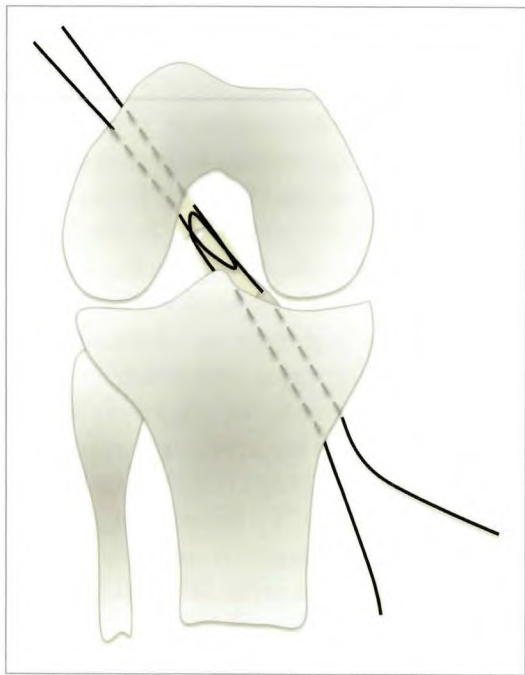


Fig. 11. Técnica de Marshall. Reparación primaria con fijación de la sutura *over the top*.



Fig. 12. Técnica dinámica de Insall con cintilla iliotibial, pasando el injerto intraarticular sin desinsertarlo proximalmente.

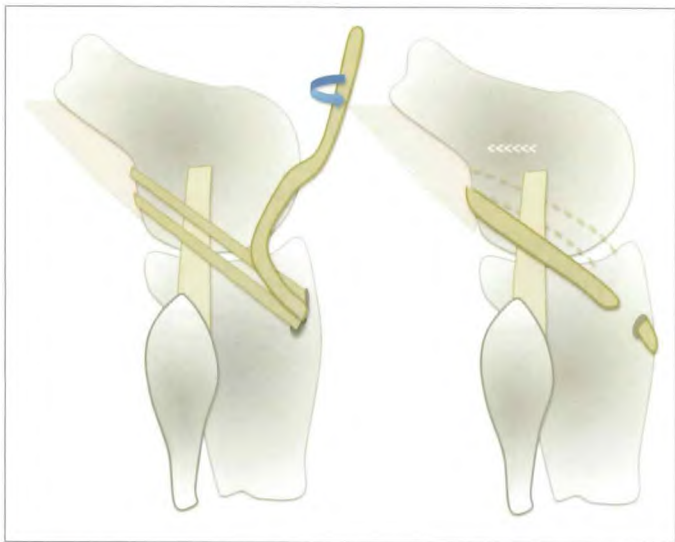


Fig. 13. Técnica de MacIntosh 2, con tira de la cintilla iliotibial que se desinserta proximal y pasa *over the top* por el condilo femoral y por un túnel intraarticular en la tibia.

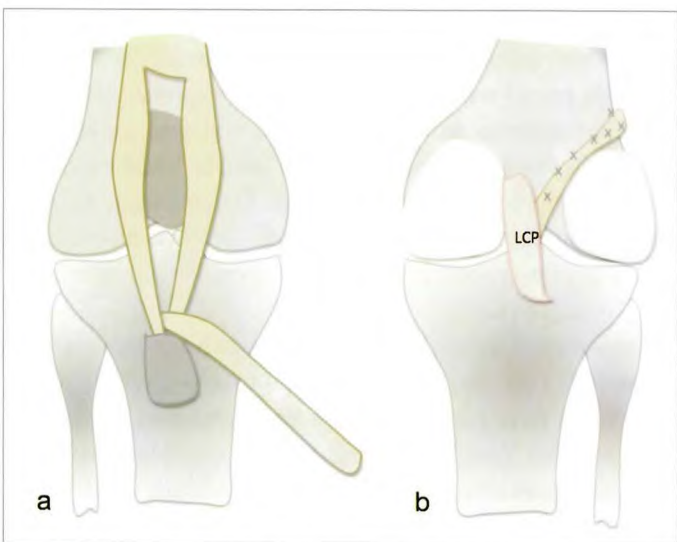


Fig. 14. Técnica de MacIntosh 3. a. vista anterior, b. vista posterior (LCP = ligamento cruzado posterior).

la importancia de las técnicas de MacIntosh, en el General Hospital de Toronto (Canadá) son muy pocos los trabajos originales disponibles de su autor.

La cinta iliotibial se hizo más popular para corregir las inestabilidades ántero-laterales o combinadas. En esa época se describieron técnicas que utilizaban esta cinta. Losee *et al.* [84] liberaban la cintilla proximalmente, pasando por

un túnel extracapsular, por debajo del m. gemelo externo, a través del condilo femoral lateral, de delante atrás, y después, de nuevo, hacia delante, por debajo del ligamento lateral externo, hasta llegar al tubérculo de Gerdy (Figura 15). Tanto MacIntosh [78] como Losee [84] desinsertaban la cinta proximal, pero Ellison [82] describió una reconstrucción «dinámica» desinsertando la cinta distal, rotando



Fig. 15. Técnica de Losse, semejante al MacIntosh 1 pero pasando el injerto por un túnel extraarticular por debajo del m. gemelo externo.

el injerto por debajo del LLE, considerando que la tensión provocada por el tensor de la fascia lata estabiliza el compartimento externo de la rodilla [21]. Con esto pretendía controlar la subluxación anterior del platillo tibial externo en la extensión por ausencia del LCA. Sin embargo, los resultados obtenidos por Kennedy *et al.* [167] demostraron que una gran mayoría de las rodillas operadas no obtenían buenos resultados.

Unverferth y Bagenstose [168] combinaron la técnica de Ellison [81] con una cápsulorrafia antero-medial, una transferencia de la pata de ganso y un avance parcial del m. bíceps femoral. Youmans [169], además, combinó una reconstrucción extraarticular medial y lateral. Andrews [159][160] desarrolló su técnica, que se divulgó fácilmente. Reconoció la importancia de la isometría y pensaba en una reconstrucción funcional, tanto en flexión como en extensión. Hacía dos tiras con la cinta iliotibial y las aseguraba, extraarticularmente, en el cóndilo femoral externo. Este procedimiento reducía el *pivot-shift* inicialmente pero no actuaba funcionalmente y, además, perdía consistencia con el tiempo (Figura 16).

Siguiendo en esta línea, Nicholas y Minkoff [170] reorientaron la cintilla iliotibial desinsertada distalmente con un bloque óseo a través de la cápsula posterior y de la articulación a la porción antero-interna de la tibia, por delante de la espina tibial. La técnica, llamada del «cinco en uno»

para corregir la inestabilidad rotacional ántero-medial, incluía una meniscectomía total interna, avance posterior e interno de la inserción del LLI, avance distal y anterior de la cápsula póstero-medial, adelantamiento de la parte posterior del m. vasto medial y transferencia de la pata de ganso. Como se puede ver, al igual que Hughston [156], consideraron que el ángulo póstero-interno era la llave para obtener buenos resultados. Pasado el tiempo, estas técnicas tampoco obtuvieron los resultados esperados. Ellison *et al.* [82] modificaron su técnica asociando un adelantamiento del m. bíceps femoral para dar mayor estabilidad.

En pacientes activos y, sobre todo, en deportistas de alta competición se recomendaba una técnica extraarticular combinada con otra intraarticular [83][110][139][144][145][171-174]. Según Marín *et al.* [171], desaparecía el *pivot-shift* aunque persistía un cajón neutro o rotatorio externo con la rodilla a 90° de flexión. Bray *et al.* [47] revisaron con más de seis años de seguimiento la evolución de 47 pacientes, 18 de ellos operados según la técnica de MacIntosh y los 29 restantes asociando una reparación intraarticular del LCA con una plastia sintética de Dracon®. No vieron diferencias entre ambos grupos: un 44% de los pacientes del grupo extraarticular y un 55% de las dos técnicas asociadas se mostraron satisfechos con el resultado, aunque el grupo con la plastia sintética presentó mayor número de complica-



Fig. 16. La llamada técnica «mini» de Andrews, con dos tira de la cintilla iliotibial fijadas al cóndilo femoral de manera que la tira anterior se tensa en flexión y la posterior en extensión.

ciones. Sin embargo, ambos grupos presentaron un deterioro progresivo a partir de los tres años de la cirugía.

Como hemos señalado, el ligamento rotuliano ya había sido utilizado, pero fue en esta época cuando se popularizó su uso [46][86][95][96], tomando la porción interna para pasarla por los túneles tibiales y femorales. En 1979, Marshall *et al.* [93] enrollaron, como si fuera un cigarrillo, la porción central del ligamento rotuliano con la fascia prerrotuliana y una tira central del tendón del m. cuádriceps como un injerto largo que pasaba por un túnel tibial y era llevado, cruzando la articulación, hacia el cóndilo femoral pósterolateral *over the top* por un surco preparado previamente.

Woods *et al.* [175] tomaban también una porción de hueso rotuliano para conseguir un contacto hueso-hueso en el túnel femoral y después obtenían la longitud suficiente para fijarlo en la región supracondílea femoral lateral mediante un hilo guía, aunque fue Franke [176] el primero en describir un trasplante libre de una porción de ligamento rotuliano con hueso, tanto de la rótula como de la tibia. Eriksson y Alm *et al.* [177], como Palmer [3] previamente, utilizaron una guía para conseguir un anclaje anatómico.

En esta década proliferaron nuevos trabajos experimentales y conceptuales sobre el LCA y su reparación. En 1974, Noyes *et al.* [102] analizaron en una máquina de ensayos universal la resistencia del LCA en primates (*Macaca mulatta*), un trabajo pionero que sirvió de referencia durante muchos años. Vieron que el complejo H-T-H fallaba con altas cargas y con una elongación importante del ligamento. Además, señalaron que la rotura se producía por una avulsión tibial cuando el ensayo se hacía a baja velocidad y por disrupción del ligamento cuando la velocidad era alta.

Kennedy *et al.* [2] recomendaron la reparación ante una lesión de LCA aguda con un arrancamiento femoral o tibial. Pero cuando la rotura estaba en la porción media del ligamento los extremos se debían resecar. Si la lesión del LCA se asocia con daños capsulares y de los ligamentos colaterales, consideraba la rotura del LCA como secundaria. Además, cuando en una artrotomía aparecía una inestabilidad rotatoria externa asociada a una rotura del LCA, recomendaban una transposición de los tendones de la pata de ganso [150], pero con cuidado, pues la transposición podría agravarla.

Por su parte, Hughston *et al.* [156] propusieron una clasificación de las inestabilidades de los ligamentos de la rodilla correlacionando con la clínica. Afirmaron que el test del cajón anterior no es patognómico de rotura del LCA y es más consistente con una rotura del ligamento menisco-tibial y menos con lesiones del ligamento menisco-femoral. Además, el cajón anterior aumentaba al asociarse la rotura del LCA con una lesión del ligamento oblicuo posterior. El

cajón anterior positivo como prueba clara de rotura del LCA estaba asumido desde 1938 con la publicación de Palmer [3], aunque no faltaron ciertas reticencias con esta prueba [177-180]. Sin embargo, Hughston *et al.* [156] escribieron que en «200 artrotomías observando un LCA normal no vimos ni un solo LCA tenso a 90° de flexión con el pie apoyado sobre la mesa de operaciones». Concluyeron así: «según nuestras observaciones clínicas, anatómicas y quirúrgicas del LCA, nuestra impresión es que la función más importante del LCA es la prevención de la hiperextensión o el recurvatum. También podría actuar con una guía en el mecanismo de rotación durante la extensión de la rodilla».

Los últimos años del siglo XX

No es de extrañar que a partir de las experiencias anteriores el tratamiento de la rotura del LCA se enfocase para resolver la inestabilidad anterior y no tanto los daños estructurales. Se describió la prueba de Lachman [157] y Noyes *et al.* [28][181] definieron el LCA como un estabilizador primario de la subluxación anterior de la tibia, haciendo que todos los cirujanos buscasen modelos de reconstrucción cada vez más anatómicos. Todavía en 1985, Bonnel *et al.* [145] recomendaban como cirugías más apropiadas la cuádricepsplastia tipo McIntosh, la plastia con refuerzo protésico de Dacron o el trasplante libre vascularizado tipo Clancy.

Noyes *et al.* [102][182] habían demostrado la eficacia mecánica del tercio central del ligamento rotuliano como plastia y constataron que una porción de 14-15 mm de anchura era 1,5 veces más resistente que el LCA normal; además, como había demostrado experimentalmente Clancy [144], se producía una revascularización del injerto y, por entonces, la artroscopia diagnóstica había permitido ver, en *second looks*, que la sinovial recubría a la plastia. Por si faltase poco, la integración ósea de los tacos del injerto H-T-H permitía una integración rápida que evitaba los aflojamientos con el tiempo. Sin lugar a dudas, era el injerto ideal.

Paterson y Trickey [183] modificaron la técnica obteniendo el tercio central del ligamento rotuliano libre, lo pasaban por un túnel tibial y lo fijaban *over the top* en el cóndilo femoral externo, evitando perforar el fémur.

Es importante reseñar que a principios de los años 80 aparecieron las primeras evaluaciones de las cirugías utilizando escalas de valoración con parámetros objetivos y subjetivos, que permitieron revisar los resultados con un criterio más homogéneo [184-186].

A finales de los años 80 comienza a ponerse en tela de juicio la idoneidad del tercio central del ligamento rotuliano como injerto ideal; se confundieron aspectos técnicos y subjetivos. Sin embargo, esto contribuyó a la mayor utilización

de los tendones de la pata de ganso. Burks *et al.* [105] consideraron que el tercio central del ligamento rotuliano como autoinjerto para la reconstrucción del LCA producía alteraciones de las propiedades mecánicas del ligamento rotuliano restante. También se señaló que no estaba indicado en pacientes que requerían trabajos en flexión o juegos con niños pequeños en el suelo [187]. La toma de injerto del ligamento rotuliano puede molestar, especialmente en la zona de la tuberosidad anterior de la tibia [112], ya sea por el daño de las ramas infrarrotulianas del nervio safeno, de los ramos periósticos en la zona de toma de injerto o por la formación de un neuroma [187].

Sin embargo, con la experiencia adquirida hasta ese momento, en la Universidad de Pittsburgh [188], entre 1985 y 1991, dos cirujanos efectuaron 506 reconstrucciones de LCA, con 324 autoinjertos y 45 aloinjertos, utilizando el injerto H-T-H en el 90% de los casos. Pero Cosgarea *et al.*, [189], en 191 reconstrucciones del LCA utilizando injerto autólogo de la parte central del ligamento rotuliano, demostraron un 12% de artrofibrosis que requirieron cirugías posteriores con resultados poco satisfactorios. La cirugía reparadora precisaba de una buena técnica de desbridamiento artroscópico y, en algunos casos, con artrotomías anteriores y posteriores. La artrofibrosis fue una de las complicaciones que más preocupó de la reconstrucción del LCA [105][106][189][190], con consecuencias directas sobre la evolución y resultados del tratamiento [108][190]. Una pérdida de la movilidad articular causa mayores problemas e incapacidad que la inestabilidad inicial de la rodilla. A principios de los años 90, la incidencia de este tipo de complicación se estableció en el 4% en tres series con rotura única del LCA [191-192], pero aumentaba al 23% en pacientes con rotura del LCA combinada con rotura del LLI [191] o al 35% en un grupo de pacientes con rotura aguda y reparación inmediata [117].

En su publicación de 1988, Bray *et al.* [166] plantean cuatro aspectos a considerar en la cirugía del LCA. El primero seguía siendo la indicación de la técnica intra o extra-articular y señala el curioso comentario de Helfet [193], para quien «las técnicas intraarticulares no tienen una indicación especial o principal». El segundo es el tiempo de evolución en los estudios. Critican aquellos trabajos que no tienen, al menos, un seguimiento de cinco años como recomendaban Noyes *et al.* [182]. El tercer aspecto era la falta de correlación entre los signos clínicos, la prueba del cajón anterior y un Lachman positivo, con los resultados funcionales. Al respecto, McDaniel y Dameron [194] vieron que el 72% de los pacientes con una inestabilidad anterior de la rodilla demostrable tenían un buen resultado clínico diez

años después de la intervención. Por último, aunque era conocida la asociación de la rotura del LCA con otras estructuras articulares, se ignoraba cómo repercutía en la evolución de la reparación.

Otro aspecto que se planteó por aquellos años era conocer la tensión adecuada del injerto al mismo tiempo que se fijaba. Normalmente, cuando se fija el injerto H-T-H en el túnel femoral se aplica tensión en sentido distal, fijándolo posteriormente en la tibia. El grado de flexión articular y la cantidad de tensión aplicada sobre el injerto son aspectos que se efectuaban de forma empírica. Si el injerto se queda «muy suelto», no desaparecerá la laxitud articular anormal en sentido antero-posterior. Conseguir esta estabilidad y eliminar el *pivot shift* son los indicadores de un buen resultado quirúrgico. Si, por el contrario, el injerto queda «muy tenso», se producirán alteraciones en el movimiento articular y la revascularización se verá afectada [195]. Una idea estaba clara: la fijación correcta e isométrica del injerto era el factor técnico más importante para obtener buenos resultados [196-201]. Además, como también señalaron Hamada *et al.* [202], la colocación de un injerto H-T-H exigía una perfecta adaptación entre el grosor del túnel y el del hueso para evitar zonas sin contacto entre las estructuras. Todos estos aspectos contribuían no solo a la integración de la plastia, sino también al proceso de transformación de un tendón en un ligamento, lo que se dio en llamar «ligamentización» [203].

Hoy, años después, disponemos de más conocimientos, de mayor experiencia y, sobre todo, de un desarrollo técnico que ha permitido efectuar la cirugía articular de la rodilla por vía artroscópica. Se han unificado criterios y prácticamente las cirugías de la reparación del LCA se pueden dividir, por el tipo de injerto, en autólogos o aloinjertos. Dentro de los autoinjertos existen los que utilizan H-T-H o tendones de la pata de ganso, aunque una gran mayoría se inclina por la técnica monofascicular y otro grupo, menos numeroso, defiende la técnica bifascicular. Pero quedan muchos aspectos por conocer y demostrar, como son el tiempo necesario para una buena integración de la plastia, la tensión más adecuada, el grosor tanto del túnel como de la plastia, las posiciones e inclinaciones óptimas para cada paciente y, sobre todo, poder distinguir entre los pacientes candidatos a cirugía y aquellos que podrían vivir en su actividad diaria con un LCA roto compensado con las estructuras músculo-tendinosas restantes. Sea como fuere, poco a poco se irán aclarando estos y otros aspectos, pero no se puede olvidar que una técnica quirúrgica hoy tan frecuente y «sencilla» ha tenido una historia apasionante de ideas y comprobaciones, de ilusiones y decepciones, de suposiciones y evaluaciones que conviene conocer y no olvidar. ■

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Burnett QM, Fowler PJ. Reconstruction of the anterior cruciate ligament: historical overview. *Orthop Clin North Am* 1985; 16:143-57.
2. Kennedy JC, Weinberg HW, Wilson AS. The anatomy and function of the anterior cruciate ligament: as determined by clinical and morphological studies. *J Bone Joint Surg (Am)* 1974; 56-A:223-5.
3. Palmer I. On the injuries to the ligaments of the knee joint; clinical study. *Acta Chir Scand* 1938 (suppl 53).
4. Davies DV. Synovial membrane and synovial fluid of joints. *Lancet* 1946; 2:815-8.
5. Davies DV, Edwards DAW. The blood supply of the synovial membrane and intra-articular structures. *Ann Coll Surg Eng* 1948; 2:142-56.
6. Gardner E. Reflex muscular responses to stimulation of articular nerves in the cat. *Am J Physiol* 1950; 161:133-41.
7. Arnoczky SP, Rubin RM, Marshall JL. Microvasculature of the cruciate ligaments and its response to injury: an experimental study in the dog. *J Bone Joint Surg (Am)* 1979; 61A:1221-9.
8. Arnoczky SP. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop Rel Res* 1983; 172:19-25.
9. Trillat A. Laxités post traumatiques du genou. Symposium XLVI. Reunion Annuelle de la SOFCOT. *Rev Chir Orthop* 1972; 58(suppl 1):111
10. Sandberg R, Balkfors B, Nilsson B, Westlin N. Operative versus non-operative treatment of recent injuries to the ligaments of the knee. A prospective randomized study. *J Bone Joint Surg (Am)* 1987; 69-A:1120-6.
11. Moragas Badia J. Lesiones ligamentosas recientes de la rodilla. *Acta Ortop Traumatol Ibérica* 1956; 4:204-14.
12. Steadman JR, Cameron-Donaldson ML, Briggs KK, Rodkey WG. A minimally invasive technique («healing response») to treat proximal ACL injuries in skeletal immature athletes. *J Knee Surg* 2006; 19:8-13.
13. Clayton ML, Weir GJ. Experimental investigations of ligamentous healing. *Am J Surg* 1959; 98:373-8.
14. O'Donoghue DH. An analysis of end results of surgical treatment of major injuries to ligaments of the knee. *J Bone Joint Surg (Am)* 1955; 37-A:1-13.
15. O'Donoghue DH. A method for replacement of the anterior cruciate ligament of the knee. *J Bone Joint Surg (Am)* 1963; 45-A:905-24.
16. Laros GS, Tipton CM, Cooper RR. Influence of physical activity on ligament insertions in the knees of dogs. *J Bone Joint Surg (Am)* 1971; 53-A:275-86.
17. Jonash E. Das Kniegelenk. Berlin: de Gruyter, 1964.
18. Burri C, Helbing G, Rüter A. Die Behandlung der posttraumatischen Bandinstabilität am Kniegelenk. *Orthopäde* 1974; 3:1984-92.
19. Quigley TB. Injuries to the ligaments of the knee. *Clin Orthop Rel Res* 1954; 3:20-8.
20. Hughston JC, Eilers AF. The role of posterior oblique ligament in repairs of acute medial (collateral) ligament tears of the knee. *J Bone Joint Surg (Am)* 1973; 55-A:923-40.
21. McCulloch P, Latterman C, Boland AL, Bach BR. An illustrated history of anterior cruciate ligament surgery. *J Knee Surg* 2007; 20:95-104.
22. Pinkowski JL, Reiman PL, Chen SL. Human lymphocyte reaction to freeze-dried allograft and xenograft ligamentous tissue. *Am j Sports Med* 1989; 17:595-600.
23. McMaster WC. Bovine xenograft collateral ligament replacement in the dog. *J Orthop Res* 1985; 3:492-8.
24. Butler DL, Hulse DA, Kay M. Biomechanics of cranial cruciate ligament reconstruction in the dog. II. Mechanical properties. *Vet Surg* 1983; 12:113-8.
25. Clancy WG, Narechania RG, Rosenberg TD, Gmeiner JG, Wisnefske DD, Lange TA. Anterior and posterior cruciate ligament reconstruction in rhesus monkeys-a histological, microangiographic, and biomechanical analysis. *J Bone Joint Surg (Am)* 1981; 63-A:1270-84.
26. Drez DJ, DeLee J, Holden JP, Arnoczsky S, Noyes FR, Robert TS. Anterior cruciate ligament reconstruction using bone-patellar tendon-bone allografts-a biological and biomechanical evaluation in goats. *Am J Sports Med* 1991; 19:256-63.
27. McCarthy JA, Steadman JR, Dunlap J, Shively R, Stonebrook S. A nonparallel, nonisometric synthetic graft augmentation of a patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction. A model for assessment of stress shielding. *Am J Sports Med* 1990; 18:43-9.
28. Noyes FR, Butler DL, Paulos LE, Grood ES. Intra-articular cruciate reconstructions. 1: Perspectives on graft strength, vascularization and immediate motion after replacement. *Clin Orthop Rel Res* 1983; 172:71-7.
29. Shelbourne KD, Nitz P. Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1990; 18:292-9.
30. Arnoczky SP, Tarvin GB, Marshall JL. ACL replacement using patellar tendons. *J Bone Joint Surg (Am)* 1982; 64-A:217-24.
31. Arnoczky SP, Warren RF, Ashlock MA. Replacement of the anterior cruciate ligament using a patellar tendon allograft. An experimental study. *J Bone Joint Surg (Am)* 1986; 66-A:376-85.
32. Clancy W. Anterior cruciate ligament functional instability. *Clin Orthop Rel Res* 1963; 172:102-6.

33. Cordrey LJ. A comparative study of fresh autogenous and preserved homogenous tendon grafts in rabbits. *J Bone Joint Surg (Br)* 1963; 58-B:182-95.
34. Curtis RJ, De Lee JC, Drez DJ. Reconstruction of the anterior cruciate ligament with freeze dried fascia lata allografts in dogs. A preliminary report. *Am J Sports Med* 1985; 13:408-14.
35. Czitrom AA, Langer F, McKee N, Gross AE. Bone and cartilage allotransplantation. A review of 14 years of research and clinical studies. *Clin Orthop Rel Res* 1986; 208:141-5.
36. Peacock EE, Madden JW. Human composite flexor tendon allografts. *Am Surg* 1967; 166:62-92.
37. Horibe S, Shino K, Taga I, Inoue M, Ono K. Reconstruction of lateral ligaments of the ankle with allogeneic tendon grafts. *J Bone Joint Surg (Br)* 1991; 73-B:802-5.
38. Shino K, Inoue M, Horibe S, Nagano J, Ono K. Maturation of allograft tendons transplanted into the knee: an arthroscopic and histological study. *J Bone Joint Surg (Br)* 1988; 70-B:556-60.
39. Friedlander GE. Current concepts review: bone banking. *J Bone Joint Surg (Am)* 1982; 64-A:307-11.
40. Jackson DW, Grood ES, Wilcox P, Butler DL, Simon TM, Holden JPL. The effects of processing techniques on the mechanical properties of bone-anterior cruciate ligament-bone allografts: an experimental study in goats. *Am J Sports Med* 1988; 16:101-5.
41. Jackson DW, Grood ES, Arnoczky SP, Butler DL, Simon TM. Freeze-dried anterior cruciate ligament allografts. Preliminary studies in a goat model. *Am J Sports Med* 1987; 15 :295-303.
42. Jackson DW, Grood ES, Arnoczky SP, Butler DL, Simon TM. Cruciate reconstruction using freeze dried anterior cruciate ligament allograft and a ligament augmentation device (LAD): an experimental study in a goat model. *Am J Sports Med* 1987; 15:528-38.
43. Freeman MA, Wyke B. The innervation of the knee joint. An anatomical and histological study in the cat. *J Anat* 1967; 101:505-32.
44. Cabot JR. Traitement chirurgical des lésions recentes de l'appareil capsuloligamentaire du genou dans le sport. *Medicine Sportiva* 1957; 12:620-36.
45. Cabaud HE, Feagin JA, Rodkey WG. Acute anterior cruciate ligament injury and augmented repair: experimental studies. *Am J Sports Med* 1980; 8:395-401.
46. Gillquist J, Liljedahl SO, Lindvall H. Reconstruction for old rupture of the anterior cruciate ligament. A follow-up study. *Injury* 1971; 2:271-8.
47. Bray RC, Flanagan JP, Dandy DJ. Reconstruction for chronic anterior cruciate instability. A comparison of two methods after six years. *J Bone Joint Surg (Br)* 1988; 70-B:100-5.
48. Blazina MES, Kennedy JC. Surgical technique for prosthetic cruciate ligament replacement. Richards Man Co Inc, Memphis, 1975
49. Kennedy J. Application of prosthetics to anterior cruciate ligament reconstruction and repair. *Clin Orthop Rel Res* 1983; 172:125-8.
50. Dandy DJ, Gray AJR. Anterior cruciate ligament reconstruction with the Leeds-Keio prosthesis plus extra-articular tenodesis. Results after six years. *J Bone Joint Surg (Br)* 1994; 76-B:193-7.
51. Fujikawa K, Iseki F, Seddham BB. Arthroscopy after anterior cruciate ligament reconstruction with Leeds-Keio ligament. *J Bone Joint Surg (Br)* 1989; 71-B:566-70.
52. Fujikawa K, Seedhom BB, Matsumoto H. Anterior cruciate reconstruction with the Leeds-Keio artificial ligament. *Orthopaedics (Int Ed)* 1995; 3:53-64.
53. Mockwitz J, Contzen H. Alloplastic correction of chronic knee ligament instability with polyäthyleneterephthalate. *Akt Probl Chir Orthop* 1983; 26:110-5.
54. Paavolainen P, Makisalo S, Skutnabb K, Holmstrom T. Biologic anchorage of cruciate ligament prosthesis. Bone ingrowth and fixation of Gore-Tex ligament in sheep. *Acta orthop scand* 1993; 64:323-8.
55. Bolton CW, Bruchman WC. The GORE-TEX expanded poly-tetra-fluoro-ethylene prosthetic ligament: an in vitro and in vivo evaluation. *Clin Orthop Rel Res* 1985; 196:202-13.
56. McPherson GK, Mendenhall HV, Gibbons DF, Plenk H, Rottmann W, Sandford JB, *et al.* Experimental mechanical and histologic evaluation of the Kennedy ligament augmentation device. *Clin Orthop Rel Res* 1985, 196:186-95.
57. Bejui J, Drouin G. Carbon fiber ligaments. *CRC Critical Reviews in Biocompatibility* 1988; 4:79-108.
58. Jimeno E, Ginebreda I, Ribas M, Vilarrubias JM. Tratamiento con plastias artificiales de los ligamentos cruzados de la rodilla en los deportistas. *Rev Ortop Traumatol* 1985; 29IB:351-63.
59. Jenkins DHR. The repair of cruciate ligaments with flexible carbon fibre. A longer term study of the induction of new ligaments and of the fate of the implanted carbon. *J Bone Joint Surg (Br)* 1978; 60-B:520-2.
60. Grood ES, Noyes FR. Cruciate ligament prosthesis: strength, creep, and fatigue properties. *J Bone Joint Surg (Am)* 1976; 58-A:1083-8.
61. Dunn MG, Tria AJ, Kato YP, Bechler JR, Ochner RS, Zawadsky JP, *et al.* Anterior cruciate ligament reconstruction using a composite collagenous prosthesis. A biomechanical and histologic study in rabbits. *Am J Sports Med* 1992; 20:507-15.

62. Marx RB, Jones EC, Angel M, Wickiewicz TL, Warren RF. Beliefs and attitudes of members of the American Academy of Orthopedic Surgeons regarding the treatment of anterior cruciate ligament injury. *Arthroscopy* 2003; 19:762-70.
63. Asociación Española de Artroscopia (AEA). Informe sobre el perfil de la cirugía artroscópica en España. *Cuadernos de Artroscopia* 2001; 8:10-21.
64. Serpell BG, Scarvell JM, Ball NB, Smith PN. Mechanisms and risk factors for non-contact ACL injury in age mature athletes who engage in field or court sports: a summary of literature since 1980. *J Strength Cond Res* 2011
65. Campbell JD. The evolution and current treatment trends with anterior cruciate, posterior cruciate, and medial collateral ligament injuries. *Am J Knee Surg* 1998; 11:128-35.
66. Bach BR, Adalen KJ, Dennis MG, Carreira DS, Bojchuk J, Heyden JK, Bush-Joseph CA. Primary anterior cruciate ligament reconstruction using fresh-frozen, nonirradiated patellar tendon allograft. *Am J Sports Med* 2005; 33:284-92.
67. Vaquero J, Calvo JA, Forriol F. Reconstrucción del ligamento cruzado anterior. *Trauma Fundación MAPFRE* 2008; 19 (supl 1): 22-38
68. Poehling GG, Curl WW, Lee CA, Ginn TA, Rushing JT, Stat M. and cols. Análisis of outcomes of anterior cruciate ligament repair with 5-year follow-up: allograft versus autograft. *Arthroscopy* 2005; 21: 774-85.
69. Valentí JR, Sala D, Schweitzer D. Anterior cruciate ligament reconstruction with fresh-frozen patellar tendon allografts. *Int Orthop* 1994; 18:210-4.
70. Cho KO. Reconstruction of the anterior cruciate ligament by semitendinosus tenodesis. *J Bone Joint Surg (Am)* 1975; 57-A:608-12.
71. Lindemann K. Über den plastischen Ersatz der Kreuzbänder durch gestielte Sehnenverpflanzungen. *Z Orthop* 1950; 79:316.
72. Zaricynij B. Reconstruction of the anterior cruciate ligament using free tendon graft. *Am J Sport Med*, 1983; 11:164-76.
73. Dutoit GT. Knee joint cruciate ligament substitution. The Lindemann (Heidelberg) operation. *S Afr J Surg* 1967; 5:25-30.
74. Lipscomb AB, Johnston RK, Snyder RB. The technique of cruciate ligament reconstruction. *Am J Sport Med* 1981; 9:77-81.
75. Viernstein K, Keyl W. Operationen am Kniegelenk. En: B. Breitner (editor) *Chirurgische Operationslehre*, T. IV/2, Urban&Schwarzenberg, Munich 1973
76. Witt AN, Jager M, Refior HJ, Wirth CJ. Das instabile Kniegelenk. *Arch Orthop Unfall-Chir* 1974; 78:362
77. Hey Groves EW. Operation for the repair of the crucial ligaments. *Lancet* 1917, II:674
78. Amirault JD, Cameron JC, MacIntosh DL, Marks P. Chronic anterior cruciate ligament deficiency. Long term results of MacIntosh lateral substitution reconstruction. *J Bone Joint Surg (Br)* 1988, 70-B:622-4.
79. Ostermann K, Kujala UM, Kivimaki J, Ostermann H. The MacIntosh lateral substitution reconstruction for anterior cruciate deficiency International Orthopaedics (SICOT) 1993; 17:224-7.
80. Hey Groves EW. The crucial ligaments of the knee joint: their function, rupture, and operative treatment of the same. *Br J Surg* 1920; 7:505-15.
81. Ellison AE. Distal iliotibial band transfer for anterolateral rotatory instability of the knee. *J Bone Joint Surg (Am)* 1979; 61-A:330-7.
82. Ellison AE, Wieneke K, Benton LJ, White ES. Preliminary report: results of extra-articular anterior cruciate replacement. *J Bone Joint Surg* 1976; 58-A:736.
83. Insall J, Joseph DM, Aglietti P, Campbell D. Bone blok iliotibial band transfer for anterior cruciate insufficiency. *J Bone joint Surg (Am)* 1981; 63-A: 560-9.
84. Losee RE, Johnson TR, Southwick WO. Anterior subluxation of the lateral tibial plateau: a diagnostic test and operative repair. *J Bone Joint Surg (Am)* 1978; 60-A:1015-30.
85. Zarins B, Rowe CR. Combined anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus tendon and iliotibial tract. *J Bone Joint Surg (Am)* 1986; 68-A:160-277.
86. Alm A, Gillquist J. Reconstruction of the anterior cruciate ligament by using the medial third of the patellar ligament. *Acta chir scand* 1974; 140:289-96.
87. Alm A, Ekstrom H, Gillquist J. The anterior cruciate ligament. *Acta orthop scand (suppl)* 1974; 445:3-49.
88. Alm A, Stomberg B. Vascular anatomy of the patellar and cruciate ligaments. *Acta Chir Scand (suppl)* 1974; 445:3-49
89. Alm A. Old injuries of the ligaments of the knee joint. *Acta Chir Scand* 1974; 140:283
90. Augustine RW. The unstable knee. *Am J Surg* 1956; 92:380-8.
91. Lam SJS. Reconstruction of the anterior cruciate ligament using the Jones procedure and its Guy's Hospital modification. *J Bone Joint Surg (Am)* 1968; 50-A:1213-24.
92. Marshall JL, Warren RF, Wickiewicz TL. Primary surgical treatment of anterior cruciate ligament lesions. *Am J Sports Med* 1982; 10:103-7.
93. Marshall JL, Warren RF, Wickiewicz TL, Reider B. The anterior cruciate ligament: a technique of repair and reconstruction. *Clin Orthop Rel Res* 1979; 143:97-106.
94. Bruckner H. Eine neue Methode der Kreuzbandplastik. *Chirurg* 1966, 37:413-4.

95. Eriksson E. Reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Orthop Clin North Am* 1976; 7:167-79.
96. Eriksson E. Sports injuries of the knee ligaments. their diagnosis, treatment, rehabilitation, and prevention. *Med Sci Sports* 1976; 8:133-44.
97. Jones KG. Reconstruction of the anterior cruciate ligament. A technique using the central one-third of the patellar ligament. *J Bone Joint Surg (Am)* 1963; 45-A:925-32.
98. Jones KG. Results of use of the central one-third of the patellar ligament to compensate for anterior cruciate ligament deficiency. *Clin Orthop Rel Res* 1980; 147:39-44.
99. Campbell WC. Repair of the ligaments of the knee. *Surg Gynecol Obstet* 1936; 62:964-96
100. Beynnon BD, Pope MH, Wertheimer CM, Jonson RJ, Fleming BC, Haugh LD. The effect of functional knee braces on anterior cruciate ligament strain in-vivo. *J Bone Joint Surg (Am)* 1992; 74-A:1298-312.
101. Beynnon BD, Fleming BC, Johnson RJ, Nichols CE, Renström PA, Pope MH. Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. *Am J Sports Med* 1995; 23:24-34.
102. Noyes FR, De Lucas JL, Torvik PJ. Biomechanics of anterior cruciate ligament failure: An analysis of strain-rate sensitivity and mechanisms of failure in primates. *J Bone Joint Surg (Am)* 1974; 56-A:236-53.
103. Lambert KL. Vascularized patellar tendon graft with rigid internal fixation for anterior cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop Rel Res* 1983; 172:85-9.
104. Graf B, Uhr F. Complications of intra-articular anterior cruciate reconstruction. *Clin Sports Med* 1988; 7:835-48.
105. Burks RT, Haut RD, Lancaster BS. Biomechanical and histological observations on the dog patellar tendon after removal of its central one-third. *Am J Sports Med* 1990; 18:146-53.
106. Sachs RA, Daniel DM, Stone ML, Garfein RF. Patellofemoral problems after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1989; 17:760-5.
107. Amis AA, Zavras TD. Isometricity and graft placement during anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee* 1995; 2:5-17.
108. Paulos L, Frank EP, Rosenberg TD. Comparative material properties of allograft tissues for ligament replacement: effect of type, age, sterilization and preservation. *Trans Orthop Res Soc* 1987; 12:129
109. Bonamo JJ, Krinick RM, Sporn AA. Rupture of the patellar ligament after use of its central third for anterior cruciate reconstruction. *J Bone Joint Surg (Am)* 1984; 66-A:1294-7.
110. Ritter MA, Leaming ES, McCarroll JR. Preliminary report on the Jones, Ellison, Slocum (JES) repair for symptomatic anterior cruciate deficient knee. *Am J Sports Med* 1983; 11:89-94.
111. Langan P, Fontanetta AP. Rupture of the patellar tendon after use of its central third. *Orthop Rev* 1987; 16:317-21.
112. Mastrokalos DS, Springer J, Siebold R, Paessler HH. Donor site morbidity and return to the preinjury activity level after anterior cruciate ligament reconstruction using ipsilateral and contralateral patellar tendon autograft. A retrospective, nonrandomized study. *Am J Sports Med* 2005; 33:85-93.
113. Golblatt JP, Fitzsimmons SE, Balk E, Richmond JC. Reconstruction of the anterior cruciate ligament: Meta-Analysis of patellar tendon versus hamstring tendon autograft. *Arthroscopy* 2005; 21:791-803.
114. Adachi N, Ochi M, Uchio Y, Iwasa J, Kuriwaka M, Ito Y. Reconstruction of the anterior cruciate ligament. Single-versus double-bundle multistranded hamstrings tendons. *J Bone Joint Surg (Br)* 2004; 86-B:515-20.
115. Amis AA, Scammell BE. Biomechanics of intra-articular and extra-articular reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg (Br)* 1993; 75-B:812-7.
116. Jensen JE, Slocum DB, Larson RL, James SL, Singer KM. Reconstruction procedures for anterior cruciate ligament insufficiency: a computer analysis of clinical results. *Am J Sports Med* 1983; 11:240-8.
117. Strum GM, Fox JM, Ferkel RD, Dorey FH, Del Pizzo W, Friedman MJ, *et al.* Intraarticular vs intraarticular and extraarticular reconstruction for chronic anterior cruciate ligament instability *Clin Orthop Rel Res* 1989; 245:188-98.
118. Roth JH, Kennedy JC, Lockstadt H, McCallum CL, Cunnig LA. Intraarticular reconstruction of the anterior cruciate ligament with and without extrarticular supplementation by transfer of the biceps femoris tendon. *J Bone Joint Surg (Am)* 1987; 69-A:275-8.
119. O'Brien SJ, Warren RF, Paulov H, Panarello R, Wickiewicz T. Reconstruction of the chronically insufficient anterior cruciate ligament with the central third of the patellar ligament. *J Bone Joint Surg (Am)* 1991; 73-A:278-86.
120. Stark J. Two cases of rupture of the crucial ligaments of the knee joint. *Edimburg Med Surg J* 1850; 74:267
121. Robson AWM. Ruptured crucial ligaments and their repair by operation. *Ann Surg* 1903; 37:716
122. Smith A. The diagnosis and treatment of injuries of the crucial ligaments. *Br J Surg* 1918; 6:176-89.
123. Putti V. La ricostruzione dei ligamenti crociati del ginocchio. *Chir Org Mov* 1920; 4:96
124. Holzel P. Fall von Zerressung beider Kreuzbänder des linken Kniegelenks, geheilt durch Ersatz aus dem luxierten äusseren Meniskus. *Munch Med Wochenschr* 1917; 28
125. Bertocchi C, Bianchetti M. Sull evoluzione degli innesti au-

- toplastici transossei e transarticolari di fascia e di tendine con particolare riguardo alla ricostruzione dei legamenti crociati. *Chir Org Mov* 1923; 7.
126. Zanoli R. Fratture del ginocchio. *Chir Org Mov* 1928; 12:482.
 127. Wittek A. Zur Naht der Kreuzbandverletzung im Kniegelenk. *Zbl Chir* 1927; 54:1538.
 128. Wittek A. Über Verletzungen der Kreuzbänder des Kniegelenkes. *Dtsch Z Chir* 1927; 491.
 129. Bennett GE. The use of fascia for the reinforcement of relaxed joints. *Arch Surg* 1926; 13:655-66.
 130. Cubbins WR, Conley AH, Callahan JJ, *et al.* A new method of operating for the repair of the ruptured crucial ligaments of the knee joint. *Surg Gynecol Obstet* 1932; 54:299-306.
 131. Cotton FJ, Morrison GM. Artificial ligaments at the knee: technique. *New Eng J Med* 1934; 210:1331.
 132. Bosworth DM, Bosworth BM. Use of fascia lata to stabilize the knee in cases of ruptured cruciate ligaments. *J Bone Joint Surg* 1936; 18:178-9.
 133. Mauck HP. A new operative procedure for instability of the knee. *J Bone Joint Surg* 1936; 18:984-90.
 134. Macey HB. A new operative procedure for repair of ruptured cruciate ligaments of the knee joint. *Surg Gynecol Obstet* 1939; 69:108-9.
 135. Hauser EDW. Extra-articular repair for ruptured collateral and cruciate ligaments. *Surg Gynecol Obstet* 1947; 84:339-45.
 136. Helfet AJ. Function of the cruciate ligament of the knee joint. *Lancet* 1948; 1:665-7.
 137. Lange M. *Tratado de cirugía ortopédica*. Barcelona: Ed Labor,
 138. Ficat P. Reconstruction du ligament croisé antérieur. *Rev Chir Orthop* 1972; 58(suppl 1):85
 139. Bousquet G, Millon J, Bascoulergue G, Rhenter JL. Les réflexions du ligament croisé antérieur par la plstie activo-passive du pivot neutral et des points d'angle. *Rev Chir Orthop* 1980; 66(suppl II):91-2.
 140. Groulier P, Bonsignour JP, Verola J. traitement des laxités chroniques du pivot central du genou par transplantation dynamique selon Lindemann et Ficat. *Marseille Chir* 1976; 102:41-8.
 141. Lindstrom N. Cruciate ligament plastics with meniscus. *Acta Orthop Scand* 1959; 29:150-1.
 142. Ramón Soler R, Vilalta Bou C, Cebamanos Celma C, Vilaró Portet L. La intervención de Lindemann en el tratamiento de las laxitudes crónicas de la rodilla. *Rev Ortop Traumatol* 1987; 31IB:41-5.
 143. Walsh JJ Jr. Meniscal reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop Rel Res* 1972; 89:171-7.
 144. Clancy WG, Nelson DA, Reider B, Narechania RG. Anterior cruciate ligament reconstruction using one-third of the patellar ligament, augmented by extra-articular tendon transfers. *J Bone Joint Surg (Am)* 1982; 64-A:352-9.
 145. Bonnel F, Jaeger JH, Mansat CH. *Les laxités chroniques du genou*. Paris: Ed Masson, 1984.
 146. Simank HG, Graf J, Schneider U, Fromm B, Niethard FU. Die Darstellung der Blutgefäßversorgung des menschlichen Kreuzbandes mit der Plastinationsmethode. *Z Orthop* 1995; 133:39-42.
 147. Brückner H, Brückner H. Bandplastiken im Kniebereich nach dem «Baukastenprinzip». *Zbl Chir* 1972; 97:65.
 148. Broström L, Gillquist J, Liljedahl S-O, Lindvall N. Behandling av inveterad ruptur av främre korsbandet. *Läkartidn* 1968; 64:4479.
 149. Slocum DB, Larson RL. Pes anserinus transplantation. A surgical procedure for control of rotatory instability of the knee. *J Bone Joint Surg (Am)* 1968; 50-A:226-42.
 150. Slocum DB, Larson RL, James SL. Pes anserinus transplant: Impressions after a decade of experience. *J Sports Med* 1974; 2:123-69.
 151. Slocum DB, James SL, Larson RL, Singer KM. Clinical test for anterolateral rotatory instability of the knee. *Clin Orthop Rel Res* 1976; 118:63-9.
 152. Rosenberg TD, Rasmussen GL. The function of the anterior cruciate ligament during anterior drawer and Lachman's testing. *Am J Sports Med* 1984; 12: 318-22.
 153. Passler JM, Fellinger M, Seggl W, Schweighofer F. Arthroskopische Technik zum Ersatz des vorderen Kreuzbandes mittels freiem Patellasehnentransplantat. *Unfallchirurg* 1992; 95:463-8.
 154. Kennedy JC, Fowler PJ. Medial and anterior instability of the knee. *J Bone Joint Surg (Am)* 1971; 53-A:1257-70.
 155. Galway HR, MacIntosh DL. The lateral pivot shift: a symptom and sign of anterior cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop Rel Res* 1980; 147:45-50.
 156. Hughston JC, Andrews JR, Cross MJ, Moschi A. Classification of knee ligament instabilities. I. The medial compartment and cruciate ligaments. *J Bone Joint Surg* 1976; 58 A: 159
 157. Ireland J, Trickey EL. MacIntosh tenodesis for anterolateral instability of the knee. *J Bone Joint Surg (Br)* 1980; 62-B:340-5.
 158. Torg JS, Conrad W, Kalen V. Clinical diagnosis of anterior cruciate ligament instability in the athlete. *Am J Sports Med* 1976; 4:84-93.
 159. Andrews JR, Sanders RA, Morin B. Surgical treatment of anterolateral rotatory instability. A follow-up study. *Am J Sports Med* 1985; 13:112-9.

160. Andrews JR, Sanders R. A «mini-reconstruction» technique in treating anterolateral rotatory instability (ALRI). *Clin Orthop Rel Res* 1983; 172:93-6.
161. McMaster HJ, Weinert CR, Scranton P. The diagnosis and management of isolated anterior cruciate tears. A preliminary report on reconstruction with the gracilis tendon. *J Trauma* 1974; 14:230-5.
162. Horne JG, Parsons CJ. The anterior cruciate ligament: its anatomy and a new method of reconstruction. *Can J Surg* 1977; 20:214-20.
163. Collins HR, Hughston JC, DeHaven KE, Bergfeld JA, Evarts CM. The meniscus as a cruciate ligament substitute. *Am J Sports Med* 1974; 2:11-21.
164. Tillberg B. The late repair of torn cruciate ligaments using menisci. *J Bone Joint Surg (Br)* 1977; 59-B:15-9.
165. Feagin JA, Curl WW. Isolated tear of the anterior cruciate ligament: 5-year follow-up study. *Am J Sports Med* 1976; 4:95-100.
166. Feagin JA, Blake WP. Postoperative evaluation and result recording in the anterior cruciate ligament reconstructed knee. *Clin Orthop Rel Res* 1983; 172:143-7.
167. Kennedy JC, Stewart R, Walker DM. Anterolateral rotatory instability of the knee joint. *J Bone Joint Surg (Am)* 1978; 60-A:1031-9.
168. Unverferth LJ, Bagenstose JE. Extra-articular reconstruction surgery for combined anterolateral - anteromedial rotatory instability. *Am J Sports Med* 1979; 7:34-9.
169. Youmans WT. The so-called «isolated» anteriorcruciate ligament tear or anterior cruciate ligament syndrome: a report of 32 cases with some observation on treatment, its effect on results. *Am J Sports Med* 1978; 6:26-30.
170. Nicholas JA. The five-one reconstruction for anteromedial instability of the knee. *J Bone Joint Surg (Am)* 1973; 55-A:899-922.
171. Marín Navarro M, Fuster i Obregón S, Jimeno Urban F, Cabot Dalmau J. Laxitud combinada anteromedial anterolateral de la rodilla. Doble plastia extraarticular. *Rev Ortop Traumatol* 1987; 31IB: 375-82.
172. Muller W. The knee. Form, function and ligament reconstruction. Springer Verlag, Wurzburg, 1983
173. Naves J, Rubies P. La rodilla. Barcelona: Ed Científico Médica; 1959. pp:314-35.
174. Trillat A, Rainaut JJ. Traitement des laxites ligamentaires du genou. *Rev Chir Orthop* 1959;45:97-117.
175. Woods GW, Homsy CA, Prewitt JM, *et al.* Proplast leader foy use in cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1979; 7:314-20.
176. Franke K. Clinical experience in 130 cruciate ligament reconstructions. *Orthop Clin North Am* 1976; 7:191-3.
177. Alm A, Liljedahl SO, Strömberg B. Clinical and experimental experience in reconstruction of the anteriorcruciate ligament. *Orthop Clin North Am* 1976; 7:181-9.
178. Desplas B. Rupture du ligament croisé antéro-externe du genou gauche, réparation chirurgicale (operation de Hey - Groves). *Bull et mem Soc nat chir* 1928; 54:154-9.
179. Robineau M. Luxation du genou en avant. *Bull et mem Soc nat chir* 1929; 55:637-8.
180. Wittek A. Kreuzbandersatz aus den lig patellae (nach zur Verth). *Schweiz med Wschr* 1935;65:103.
181. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg (Am)* 1984; 66-A:344-52.
182. Noyes FR, McGuinnis GH, Grood ES. The variable functional disability of the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Orthop Clin North Am* 1985; 16:47-67.
183. Paterson FWN, Trickey EL. Anterior cruciate ligament reconstruction using part of the patellar tendon as a free graft. *J Bone Joint Surg (Br)* 1986; 768-B:453-7.
184. Lysholm J, Gillquist J. Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. *Am J Sports Med* 1982; 10:150-4.
185. Odensten M, Lysholm J, Gillquist J. Long-term follow-up study of a distal iliotibial band transfer (DIT) for anterolateral knee instability. *Clin Orthop Rel Res* 1983; 176:129-35.
186. Tegner Y, Lysholm J. Rating system in the evaluation of knee injuries. *Clin Orthop Rel Res* 1985; 198:43-9.
187. Ejerhed L, Kartus J, Sernert N, Kohler K, Karlsson J. Patellar tendon or semitendinous tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction? A prospective randomized study with a two-year follow-up. *Am J Sports Med* 2003; 31:19-25.
188. Olson EJ, Harner CD, Fu FH, Silbey MB. Allograft bone and soft tissues. Clinical use of fresh, frozen soft tissue allograft. *Orthopedics* 1992; 15:1225-32.
189. Cosgarea AJ, Sebastianelli WJ, DeHaven KE. Prevention of athrofibrosis after anterior cruciate ligament reconstruction using the central third patellar tendon autograft. *Am J Sports Med* 1995; 23:87-92
190. Cosgarea AJ, DeHaven KE, Lovelock JE. The surgical treatment of artrofibrosis of the knee. *Am J Sports Med* 1994; 22:184-91.
191. Fischer SE, Shelbourne KD. Arthroscopic treatment of symptomatic extension block complicating anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1993; 21:558-64.
192. Noyes FR, Barber S, Mangine RE. Bone-patellar ligament-bone and fascia lata allografts for reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg (Am)* 1990; 72-A:1125-36.

193. Helfet AJ. Disorders of the knee. 2nd ed, Philadelphia: JB Lippincott, 1982.
194. McDaniel WJ, Dameron TB. Untreated ruptures of the anterior cruciate ligament: a follow-up study. *J Bone Joint Surg (Am)* 1980; 62-A:696-705.
195. Gertel TH, Lew WD, Lewis JL, Stewart NJ, Hunter RE. Effect of anterior cruciate ligament graft tensioning direction, magnitude, and flexion angle on knee biomechanics. *Am J Sports Med* 1993; 21:572-81.
196. Fuss FK. Optimal replacement of the cruciate ligaments from the functional anatomical point of view. *Acta Anat* 1991; 140:260-8.
197. Hefzy MS, Grood ES, Noyes FR. Factors affecting the region of most isometric femoral attachments. Part II: the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* 1989; 17:208-16.
198. Henning CE, Lynch MA, Glick KR. An in vivo strain gage study of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* 1985; 13:22-6.
199. Howe JG, Johnson RJ, Kaplan MJ, Fleming B, Jarvinen M. Anterior cruciate ligament reconstruction using quadriceps patellar tendon graft. Part I. Long-term follow-up. *Am J Sports Med* 1991; 19:447-57.
200. Shajrawi J, Aunallah J, Soudry M, Solomon H, Mendes DG, Boss JH. Quantification of the tissue response to a polyethylene prosthesis of the ACL in the goat: a histomorphometric study. *Orthopaedics (IntEd)* 1993; 1:455-60.
201. Sidles JA, Larson RV, Garbini JL, Downey DJ, Matsen FA. Ligament length relationships in the moving knee. *J Orthop Res* 1988; 6:593-610.
202. Hamada M, Shino K, Mitsuoka T, Abe N, Horibe S. Cross-sectional area measurement of the semitendinosus tendon for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 1998; 14:696-701.
203. Bosch U, Kasperczyk J. Healing of the patellar tendon autograft after posterior cruciate ligament reconstruction-a process of ligamentization. *Am J Sports Med* 1992; 20:558-66.

Conflicto de intereses

Los autores no hemos recibido ayuda económica alguna para la realización de este trabajo. Tampoco hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial. Ninguna entidad comercial ha pagado, ni pagará, a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estamos afiliados.

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-

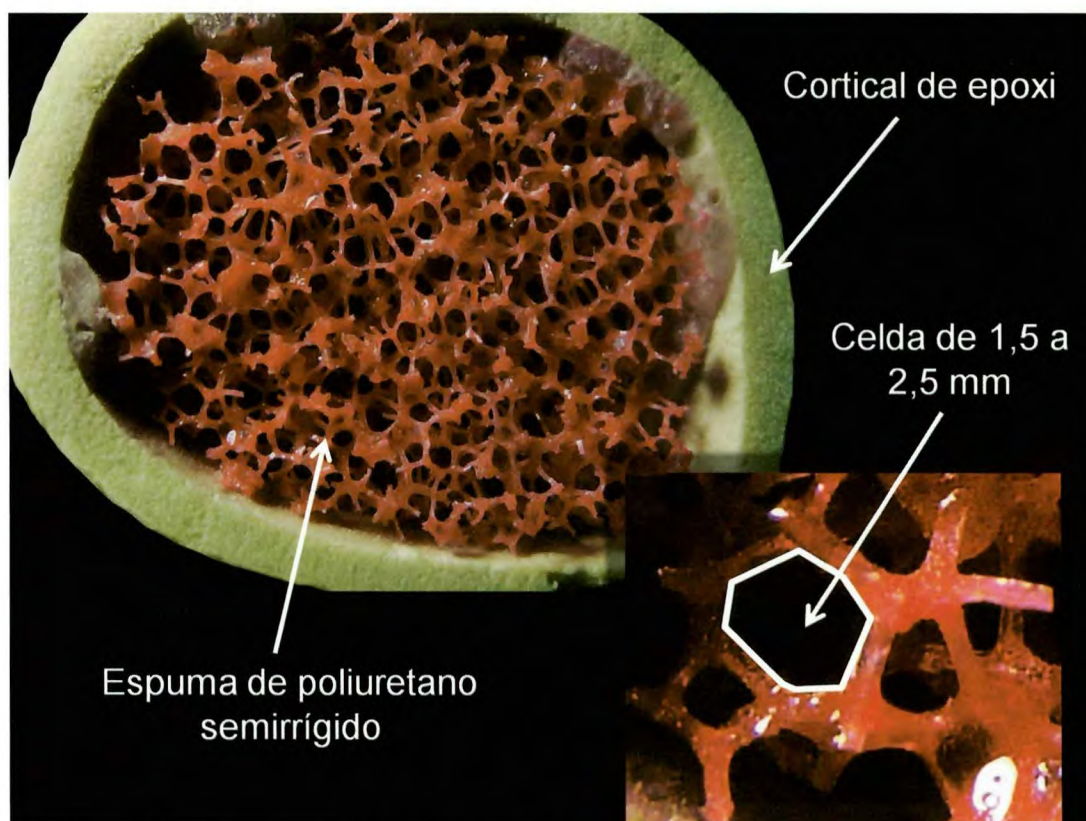


Fig. 1. Análogo óseo sintético validado (Sawbones®) compuesto de resina epoxi externa y espuma de poliuretano a modo de tejido trabecular.

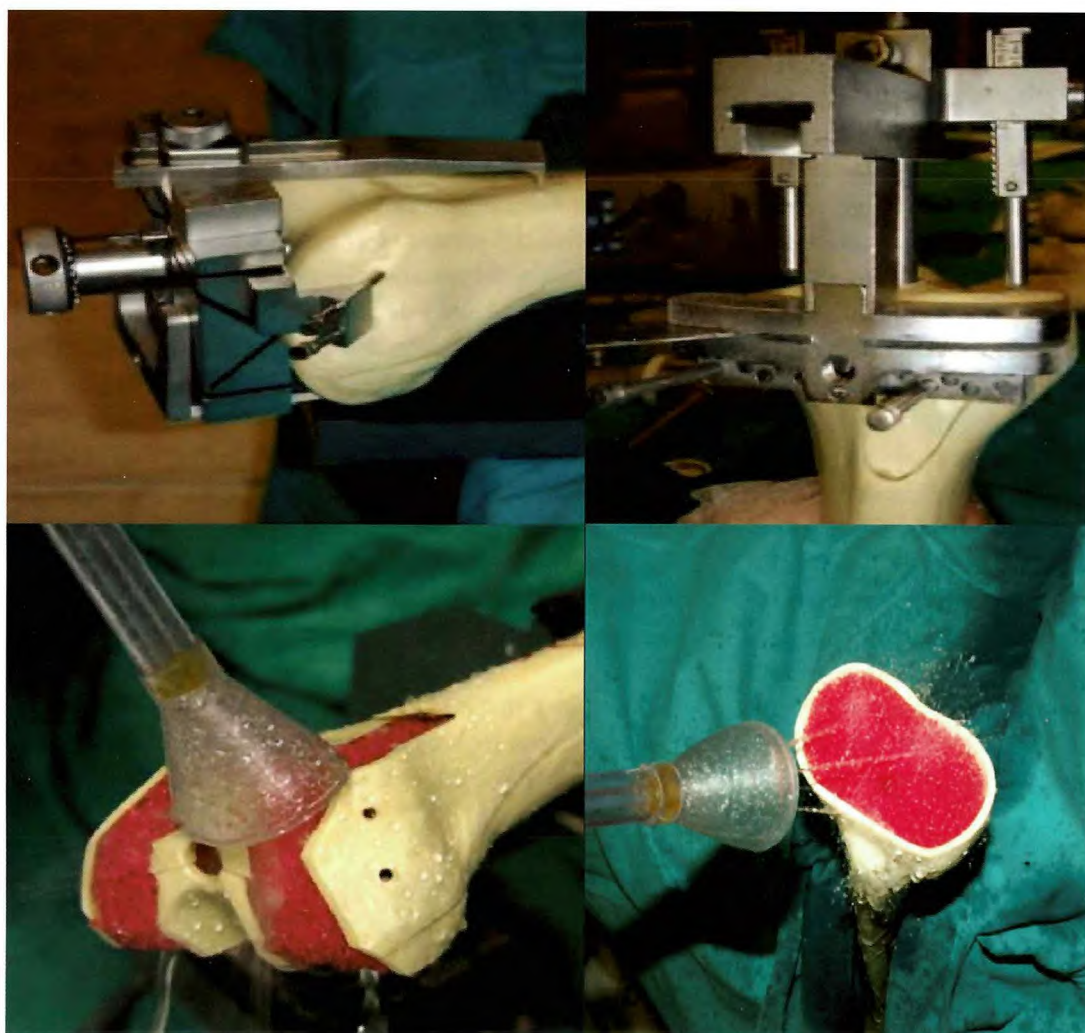


Fig. 2. Fijación de las piezas y ajuste del instrumental protésico (arriba). Lavado pulsátil de las superficies cortadas (abajo).

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 (PM-MA) 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

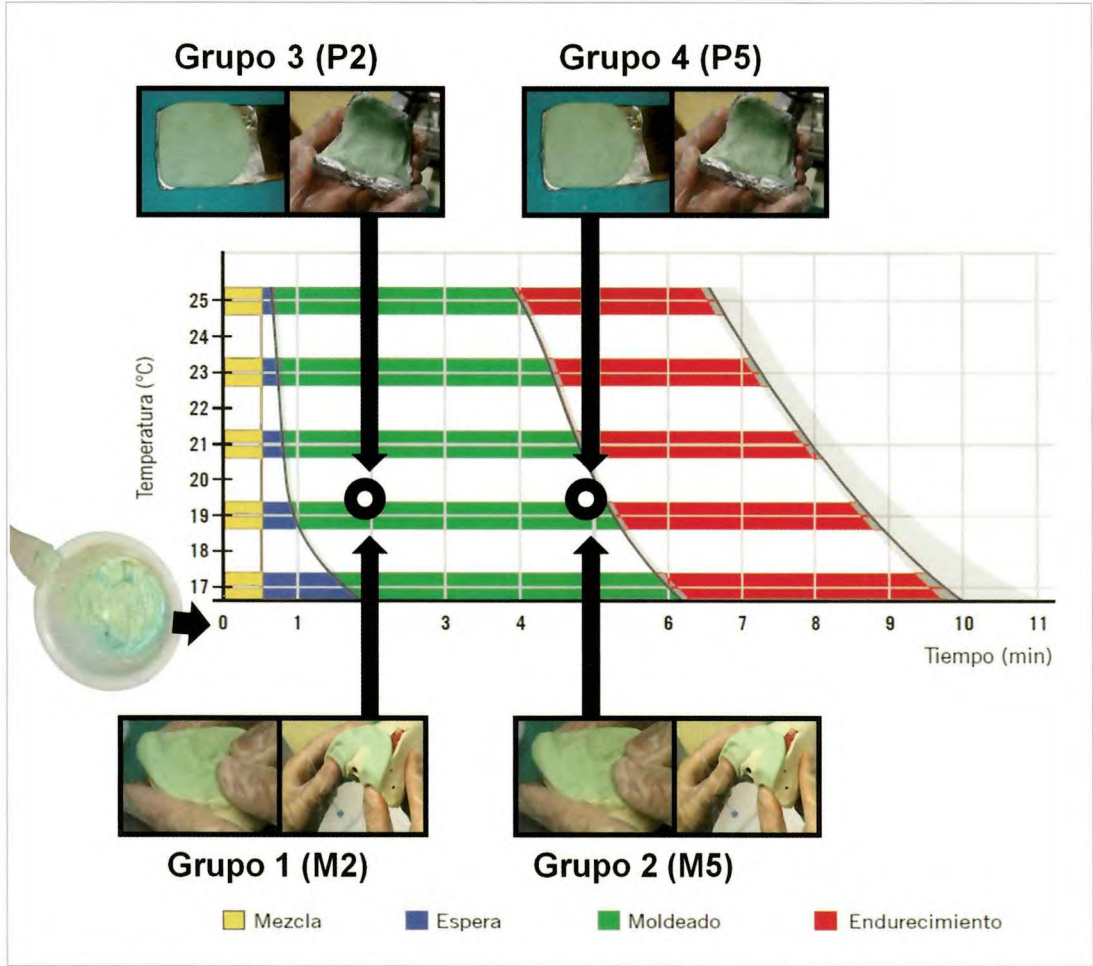


Fig. 3. Distribución de los grupos de cementación. M2 y M5: cementación por presurización digital (*fingerpacking*) en los minutos 2 y 5. P2 y P5: cementación sobre la prótesis.

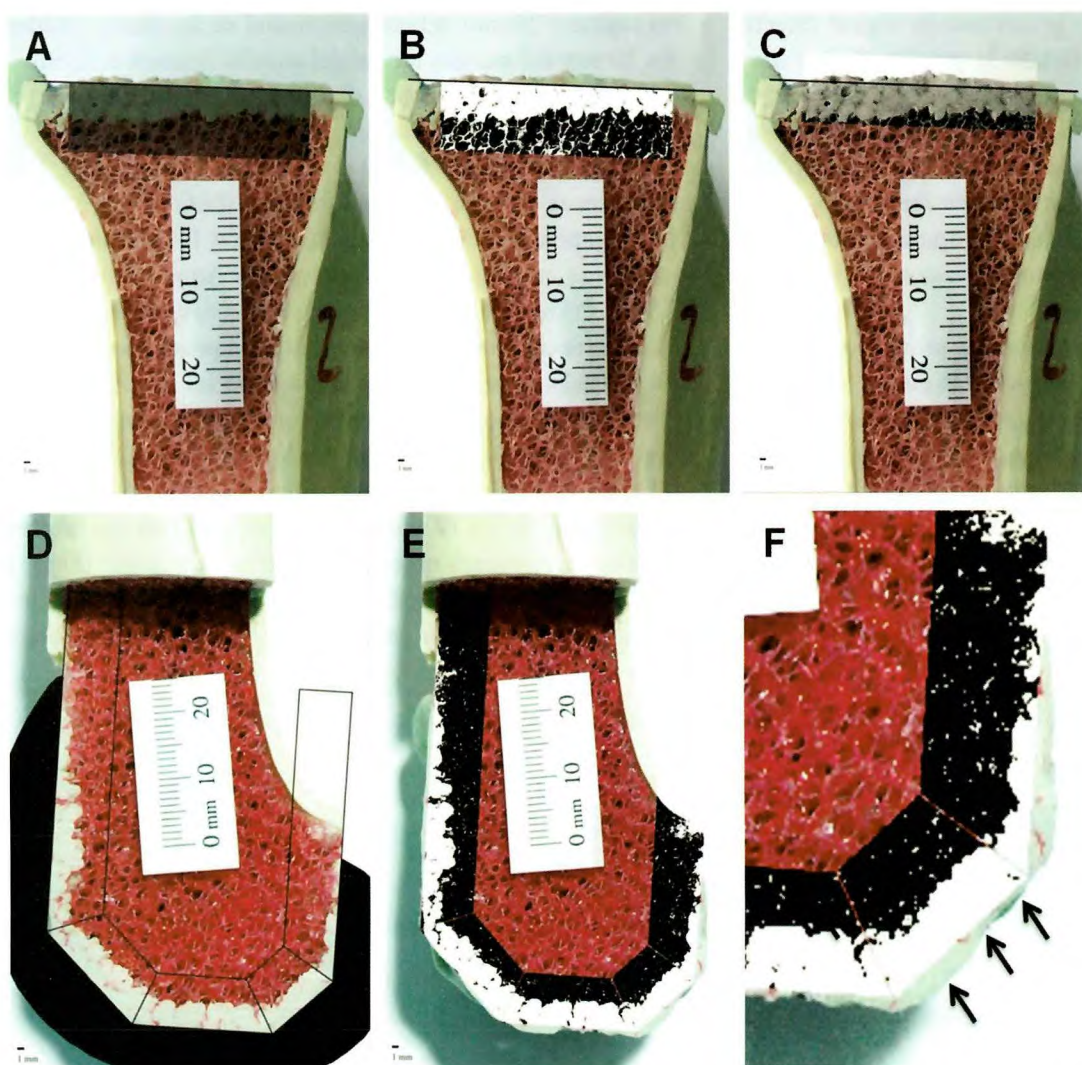


Fig. 4. Resumen de los pasos de análisis informático de la imagen: A. Medición del manto de cemento tibial. B. Conversión a imagen binaria (duotono). C. Cálculo del porcentaje de penetración. D. Ajuste de la plantilla del escudo femoral. E. Delimitación de las cinco zonas femorales a estudiar. F. Manto 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 (At), área penetrada (Ap), altura máxima del manto (Al), anchura máxima (An), profundidad de penetración media (Pr, calculada como el cociente Ap/An) y porcentaje de penetración (%P, calculado como el cociente $Ap \times 100/At$).

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 $p \leq 0,05$.

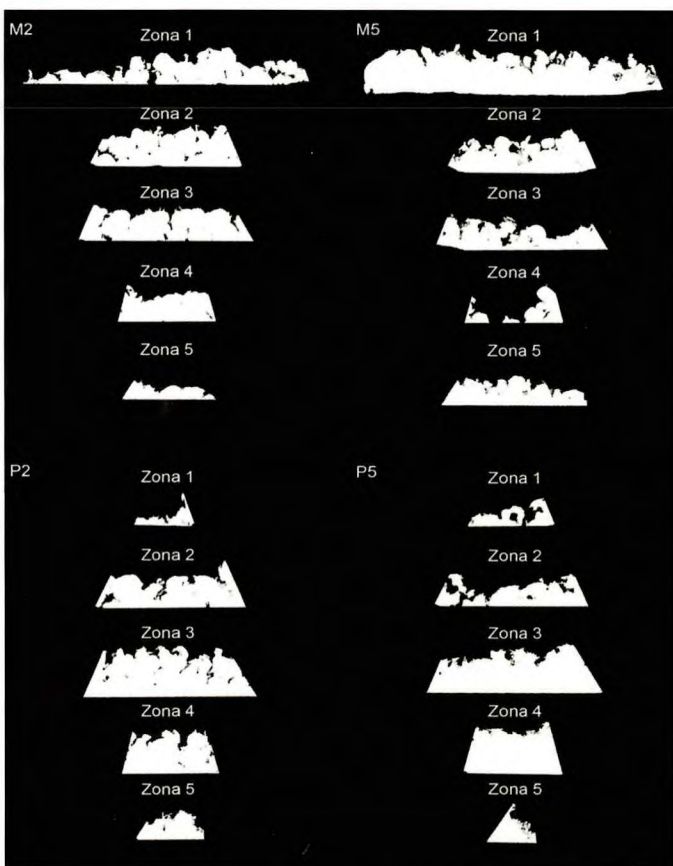


Fig. 5. Imágenes binarias del manto de cemento de cada zona femoral. Se observan importantes diferencias de longitud en las zonas 1 y 5 (planos tangenciales).

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 (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 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

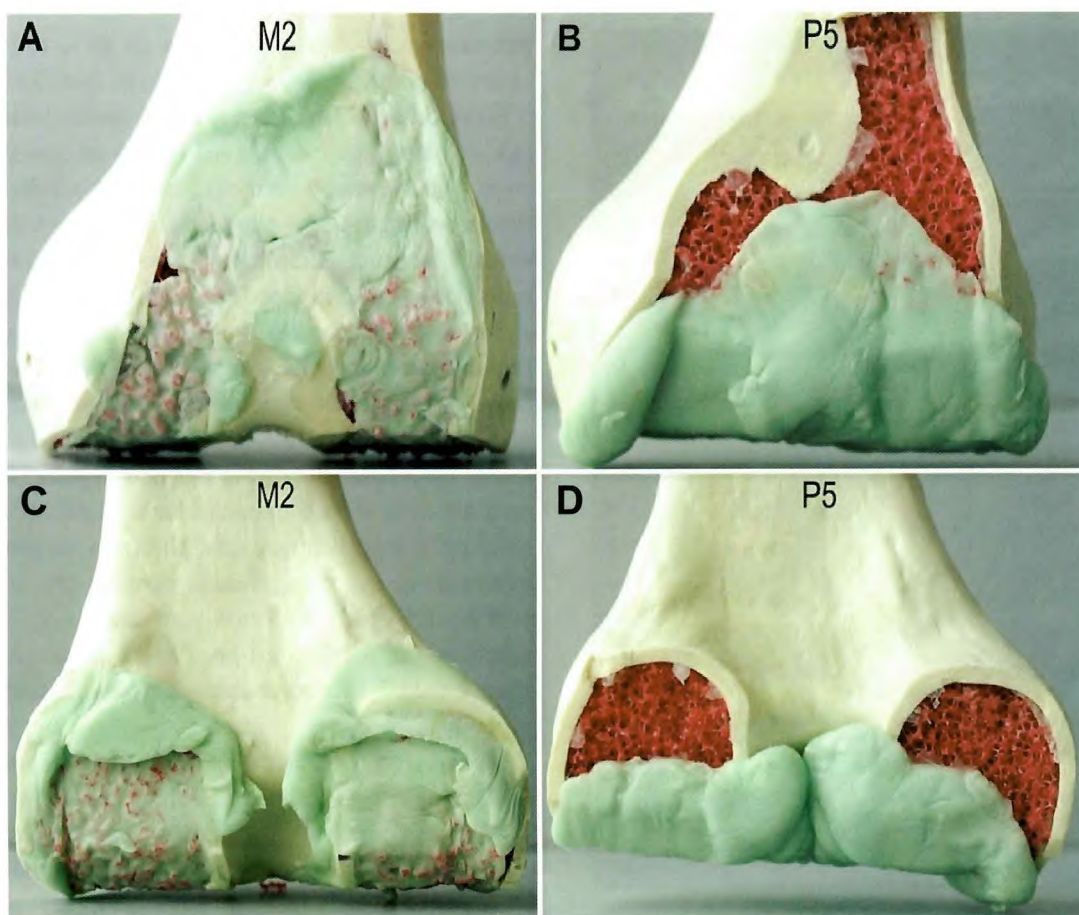


Fig. 6. Fotografías que ilustran el diferente patrón de distribución y el área ocupada por el manto de cemento en los planos femorales de cementación tangencial: anterior (A y B) y posterior (C y D).

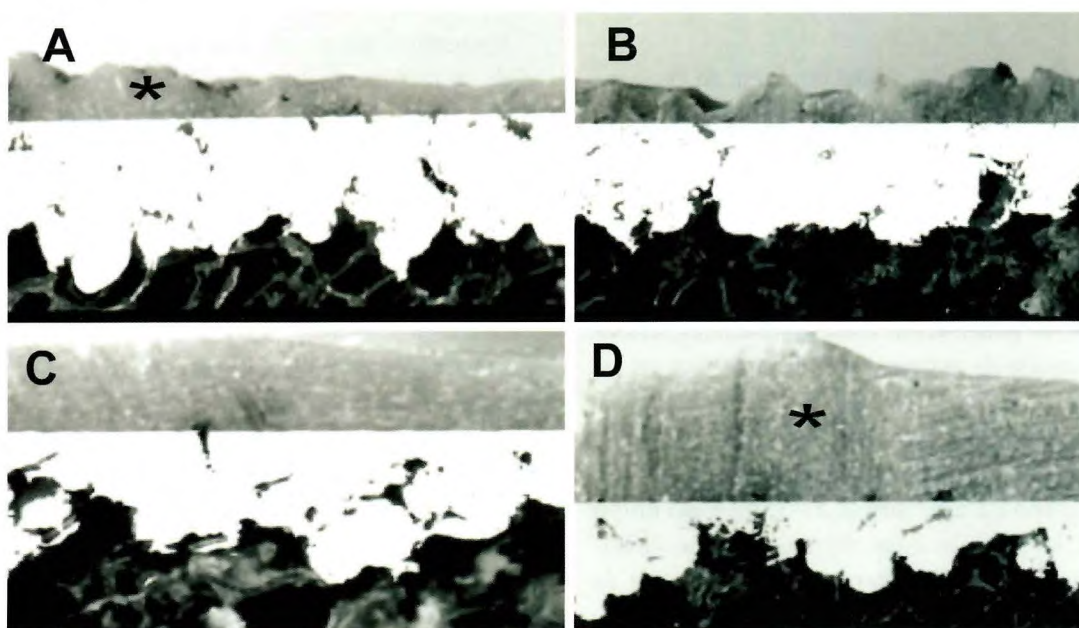


Fig. 7. A) Manto de cemento tibial del grupo M2. B) Cemento tibial del grupo M5. C) Cemento tibial del grupo P2. D) Grupo tibial P5. (Nótese la marcada diferencia en cuanto al cemento no penetrado (asterisco) entre los diferentes grupos).

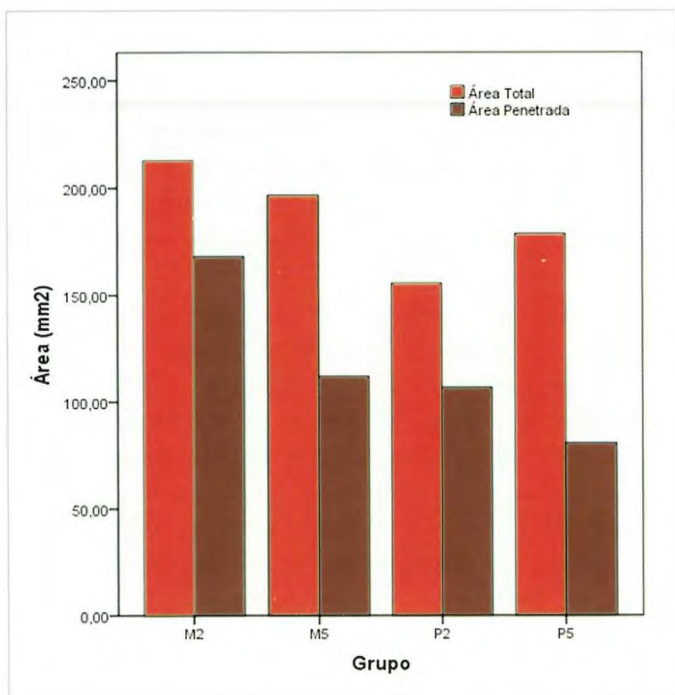


Fig. 8. Diagrama que representa el área total del manto de cemento tibial (At) respecto al área penetrada (Ap), para cada grupo de cementación.

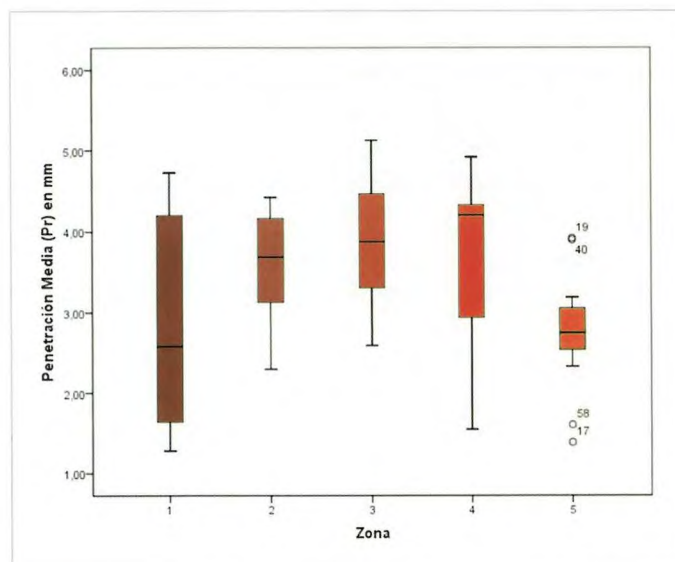


Fig. 9. Penetración media en milímetros para cada zona femoral, con independencia de la técnica empleada.

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

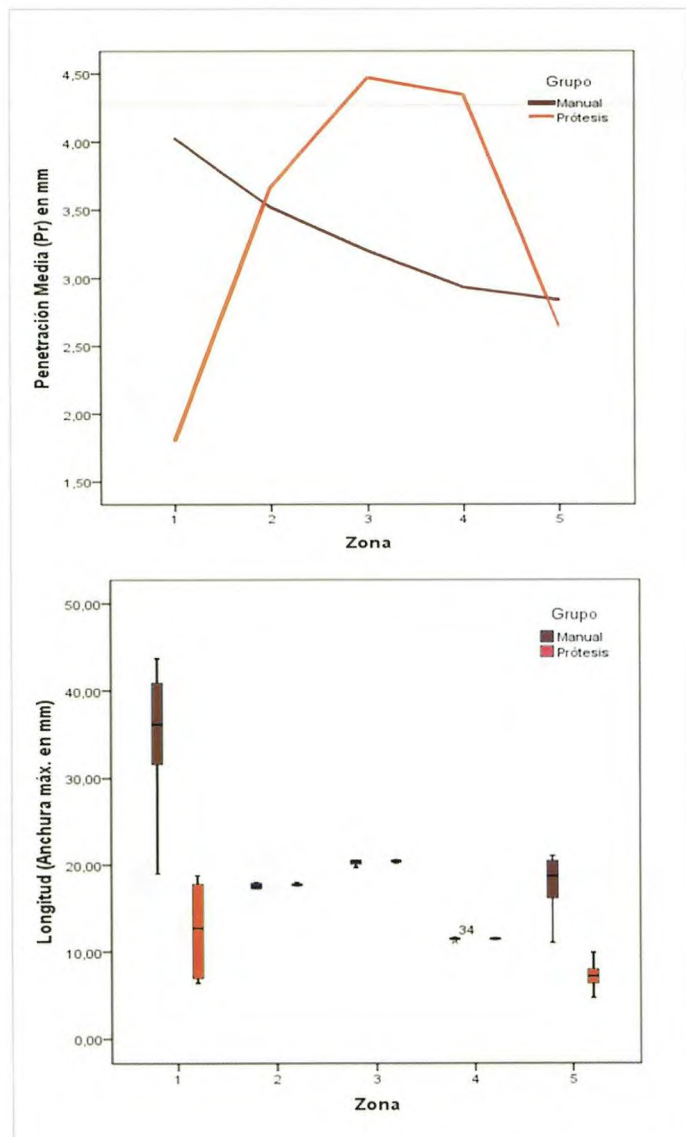


Fig. 10. Representación que compara la penetración (arriba) y longitud del manto de cemento (abajo) en las piezas femorales con la cementación manual (M2+M5) respecto a la cementación sobre la prótesis (P2+P5).

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-

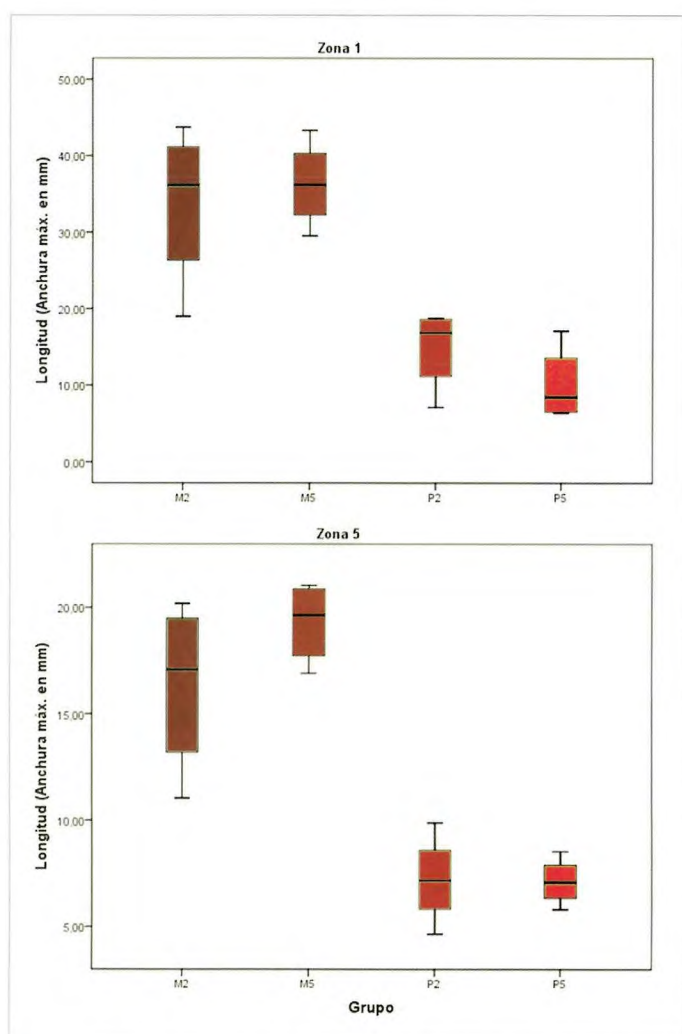


Fig. 11. Diferencias en la longitud (distribución) del cemento en los planos femorales tangenciales (zona 1 y zona 5).

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 Vaninbroux *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, Verdonschot 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.

Influencia de cefazolina y vancomicina en la resistencia al desgaste del cemento óseo

Impact of cefazolin and vancomycin on resistance to bone cement wear

Sanz Ruiz P¹, Paz Jiménez E², Del Real Romero JC², Abenojar Buendía J³, Vaquero Martín J¹, Forriol Campos F⁴

¹Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Madrid. ²Universidad Comillas-ICAI. Madrid. ³Dpto. Ciencia e Ingeniería de Materiales. Universidad Carlos III. Madrid. ⁴Universidad San Pablo CEU. Madrid

Esta investigación ha sido financiada por FUNDACIÓN MAPFRE

Resumen

Objetivo: Evaluar experimentalmente la influencia de la mezcla de dos antibióticos, vancomicina y cefazolina, sobre la resistencia al desgaste del cemento óseo (PMMA).

Material y métodos: Se definieron seis grupos de estudio en función del antibiótico y su dosis, realizando tres muestras por grupo, que fueron sometidas a desgaste de su superficie utilizando un tribómetro, según el estándar ASTM G99-05. Se midieron los coeficientes de rozamiento y se cuantificó el desgaste volumétrico de cada una de ellas. Obtuvimos imágenes de microscopía electrónica de barrido de cada muestra para observar las existencias de modificaciones en la superficie de las muestras.

Resultados: Todos los grupos presentaron datos de desgaste por debajo de los máximos admitidos para uso comercial. No se demostraron diferencias significativas en el coeficiente de fricción o en el desgaste volumétrico, salvo el grupo 4 (vancomicina 2,5% + cefazolina 2,5%), que presentó un mayor desgaste frente al grupo 3 (vancomicina 2,5%) ($p < 0,05$). Vimos una tendencia de mayor desgaste y menor homogeneidad en los grupos con cefazolina en su composición.

Conclusiones: Los cementos óseos actuales pueden soportar mezclas con altas dosis de antibióticos sin modificar sus propiedades mecánicas. Además de la cantidad de antibiótico, es determinante su elección, puesto que no todos los antibióticos afectan por igual a las propiedades del PMMA.

Palabras clave:

Desgaste, cemento óseo, infección protésica.

Abstract

Objective: To evaluate experimentally the impact of the mixture of two antibiotics, vancomycin, and cefazolin, on resistance to bone cement wear (PMMA).

Material and methods: Six study groups were defined according to antibiotic and dose, performing three samples per group, which were subjected to wearing of the surface using a tribometer according to the ASTM G99-05 standard. The friction coefficients were measured and volumetric wear of each of them was quantified. We obtained electron scanning microscope images of each sample to observe the presence of changes in the surface of the samples.

Results: All groups had wear data below the maximum admitted for commercial use. No significant differences were shown in friction coefficient or volumetric wear, except in group 4 (2.5% vancomycin + 2.5% cefazolin), which showed greater wear versus group 3 (2.5% vancomycin) ($p < 0.05$). We saw a tendency towards greater wear and lower homogeneity in groups with cefazolin in its composition.

Conclusions: Current bone cements can withstand mixtures with high doses of antibiotics without altering their mechanical properties. In addition to the amount of antibiotic, the choice is decisive, as not all antibiotics equally affect the properties of PMMA.

Key words:

Wear, bone cement, prosthetic infection.

Correspondencia

P. Sanz Ruiz
Doctor Esquerdo 46, 28007, Madrid
Email: pablo.sanzruiz@gmail.com

Introducción

Desde la introducción del poli-metil-metacrilato (PMMA) como cemento óseo en los años 60 [1], este se ha mostrado como un elemento indispensable en la cirugía ortopédica y especialmente en la cirugía de sustitución protésica [2][3]. El interés por el PMMA ha resurgido por el aumento de las infecciones protésicas [4] y de las nuevas técnicas quirúrgicas basadas en el uso de PMMA como vector para la administración de altas dosis de antibiótico [3][5]. Esto ha conducido al desarrollo de proyectos para determinar las variaciones en las propiedades del PMMA al mezclarlo con distintos antibióticos [6], quedando lagunas sobre su aplicación como son la dosis máxima tolerada, la elección del antibiótico y la mejor forma de mezclado, entre otras. Además, la mayoría de estudios se basan en las propiedades mecánicas del cemento a flexión y compresión, no reflejando estos parámetros las propiedades reales en la cementación de vástagos de cadera o de rodilla, donde existen mayores solicitaciones en cizallamiento. Además, la mayoría de los estudios se realizan en seco, cuando el PMMA debe responder mecánicamente en un medio líquido y a una temperatura más o menos constante de 37° C. Nuestra hipótesis es que los cementos comerciales actuales son aptos para su uso con mezclas de antibióticos superiores al 10% del peso. Para ello, hemos diseñado un ensayo cuyo fin es medir el desgaste de un cemento óseo mezclado con distintas dosis de antibiótico.

Material y métodos

Utilizamos, como cemento para este estudio, Palacos G+R de alta viscosidad (Heraeus GmbH, Hanau, Alemania), un cemento comercial precargado con 0,5 g de gentamicina y ensayado en la literatura [7][8]. Como antibióticos empleamos vancomicina (Normon, Madrid, España) y cefazolina (Normon, Madrid, España), ambos en polvo. Para realizar el ensayo se definieron seis grupos, en función del tipo y dosis de antibiótico mezclada con el PMMA (Tabla 1). Para formar las muestras se empleó un molde prediseñado de silicona, obteniendo probetas de 30 mm de diámetro y 4 mm de espesor, según normativa ASTM F 732-00 [9]. Se realizaron tres probetas por grupo, analizando, finalmente, un total de 18 muestras.

La preparación del cemento se realizó en condiciones de temperatura y humedad relativa controladas, manteniéndolas en 19-20° C y en 55-60% de humedad relativa; el cemento previamente no fue enfriado.

Para la preparación del cemento, cada ampolla de 20 ml de monómero fue mezclada con un sobre de 40 g de polímero, añadidos en dicho orden en una batea de plástico reutili-

Tabla 1. Grupos de estudio

Grupo 1	Grupo 2
Palacos R+G	Palacos R+G 2,5% cefazolina
Grupo 3	Grupo 4
Palacos R+G 2,5 % vancomicina	Palacos R+G 5% vancomicina 2,5% cefazolina.
Grupo 5	Grupo 6
Palacos R+G 5% vancomicina	Palacos R+G 10% vancomicina

zable. La mezcla se realizó manualmente, removiendo en sentido horario mediante giros de frecuencia homogénea, durante un tiempo de 30 segundos cronometrados. En caso de ser necesaria la mezcla con antibiótico, previa a la mezcla del monómero y polímero, se hizo de manera independiente el polvo del polímero con el polvo del antibiótico en una batea, durante un mínimo de un minuto, hasta conseguir una mezcla homogénea. Una vez conseguida, se introdujo en los moldes de silicona usando una plancha de metal para taparlos y colocando un peso de 10 kg sobre los mismos. Una vez endurecidas las muestras (10 - 12 minutos), se desmontaron del molde de manera manual, buscando la existencia de imperfecciones que pudieran impedir su utilización.

La determinación del coeficiente de fricción y del desgaste volumétrico, en los diferentes grupos, también se determinó siguiendo la normativa ASTM G99-05 [10]. Para la realización de un desgaste controlado se empleó un tribómetro PIN-ON-DISK (Microtest, Madrid, España), con una bola de acero inoxidable 304, de 6 mm de diámetro. Las condiciones utilizadas en el ensayo fueron una carga normal aplicada de 15 N, un recorrido descrito de 1.000 m y una frecuencia de 120 rpm.

La medición del desgaste se realizó determinando el volumen perdido tras la aplicación del tribómetro, utilizando un perfilómetro Nikon Profile Projector V-20^a) (Nikon instrument INT, NY, USA) para su cuantificación, definida en mm³/NM. Para ello fue necesario cuantificar el ancho de la pista de desgaste. Con estos datos se calculó el coeficiente de fricción de cada muestra estudiada, obteniendo imágenes de SEM (microscopía electrónica de barrido) de cada muestra, para analizar su superficie y apreciar posibles cambios en la misma.

Todos los datos obtenidos fueron evaluados mediante un análisis de la varianza (ANOVA), previa comproba-

ción de su distribución normal. La significación estadística se definió como un valor de $p < 0,05$. Para el análisis estadístico de los datos se ha utilizado el paquete informático SPSS18® (PASW Statistics 18) para Microsoft Windows®.

Resultados

Los valores de desgaste medio fueron para el grupo 1 de $0,1432 \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ($0,1016\text{-}0,1813$); grupo 2, de $0,1689 \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ($0,0823\text{-}0,2345$); grupo 3, de $0,0931 \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ($0,0776\text{-}0,1114$); grupo 4, de $0,2602 \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ($0,1853\text{-}0,3288$); grupo 5, de $0,1630 \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ($0,1510\text{-}0,1868$), y para el grupo 6, de $0,2121 \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ($0,1523\text{-}0,2675$) (Tabla 2).

La presencia de cefazolina o vancomicina mezclada con el cemento no aumentó el desgaste en relación al cemento sin antibiótico (grupo 1). Se objetivó que la mezcla de 2,5% cefazolina + 5% vancomicina (grupo 4) presentaba un mayor desgaste frente a la muestra con 2,5% de vancomicina (grupo 3) ($p < 0,05$). Las preparaciones que contenían cefazolina presentaron un desgaste medio de $0,2145 \text{ mm}^3/\text{Nm}$ frente a aquellas que no la presentaban, con un desgaste medio de $0,1528 \text{ mm}^3/\text{Nm}$, no existiendo diferencias estadísticas, aunque sí una tendencia ($p = 0,77$).

Los coeficientes de rozamiento medios calculados para los distintos grupos fueron para el grupo 1 de 0,61 ($0,58 - 0,63$); para el grupo 2, de 0,69 ($0,48 - 0,90$); para el grupo 3, de 0,70 ($0,64 - 0,76$); para el grupo 4, de 0,61 ($0,65 - 0,72$); para el grupo 5, de 0,71 ($0,65\text{-}0,75$), y para el grupo 6, de 0,65 ($0,54\text{-}0,80$) (Figura 1). No se objetivaron diferencias entre los coeficientes de rozamiento de los distintos grupos de estudio ni entre las muestras con cefazolina y aquellas que no la tuvieran.

Las imágenes obtenidas de microscopía electrónica de barrido mostraron una superficie de cemento más irregular en aquellos casos con mayor porcentaje de antibiótico, y una mayor homogeneidad de la mezcla en aquellos casos que no presentaban cefazolina en su composición.

Tabla 2. Desgaste medio por grupo probetas en seco

	Desgaste medio (DE) (mm^3/Nm) $\times 10^{(-4)}$
Grupo 1	0,1432 (0,0399)
Grupo 2	0,1689 (0,0782)
Grupo 3	0,0931 (0,0171)
Grupo 4	0,2602 (0,0719)
Grupo 5	0,1630 (0,0206)
Grupo 6	0,2121 (0,0577)

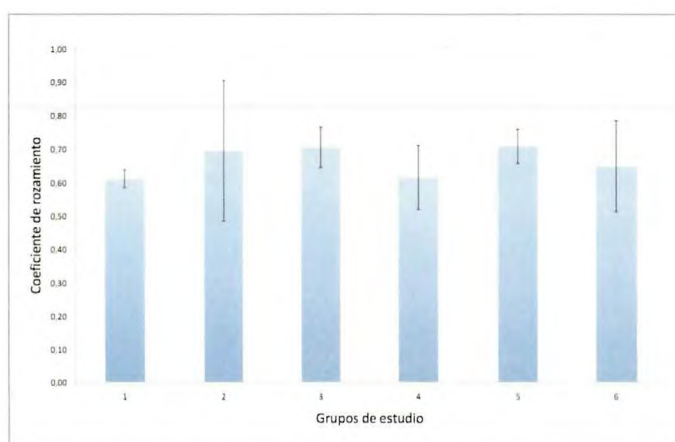


Fig. 1. Coeficiente de rozamiento medio para cada uno de los distintos grupos.

Discusión

Aunque los fabricantes de PMMA no recomiendan la adicción personalizada de antibiótico en la preparación del cemento, para evitar efectos adversos sobre las características mecánicas, los cirujanos ortopédicos frecuentemente añaden antibiótico a este cemento en grandes cantidades cuando tienen que tratar una infección [11]. El uso de cemento cargado con antibiótico como método de liberar altas dosis de antibiótico para el tratamiento de infecciones articulares en artroplastias se ha descrito ampliamente; no obstante el aumento de las resistencias existentes a los aminoglucósidos [12][13] liberados por el cemento comercial que ha estimulado el interés por la búsqueda de nuevos antibióticos [14][15]. La adicción de nuevos antibióticos provoca cambios en las propiedades mecánicas del cemento, pero estas no son importantes cuando se utiliza un espaciador, ya que este es temporal y no está sometido a soportar cargas, por lo que el cemento puede, en estos casos, contener altas dosis de antibióticos. No ocurre lo mismo cuando se usa en la fijación de una prótesis [16][17].

Uno de los antibióticos más utilizados es la vancomicina, por su facilidad de obtención, bajo coste y su eficacia bactericida contra la mayoría de las cepas de microorganismos responsables de las infecciones protésicas [18]. En nuestro caso, además de la vancomicina, hemos elegido la cefazolina al ser otro antibiótico con características microbiológicas similares aunque muy diferente desde el punto de vista de la bioquímica (hidrosolubilidad, peso molecular). La elección de Palacos G como cemento se basó en datos obtenidos de la literatura, donde aparece como uno de los PMMA más estudiados y conocidos, más consistentes y con mayor elución de antibiótico entre los cementos precargados comerciales [8][19]. No realizamos el mezclado en con-

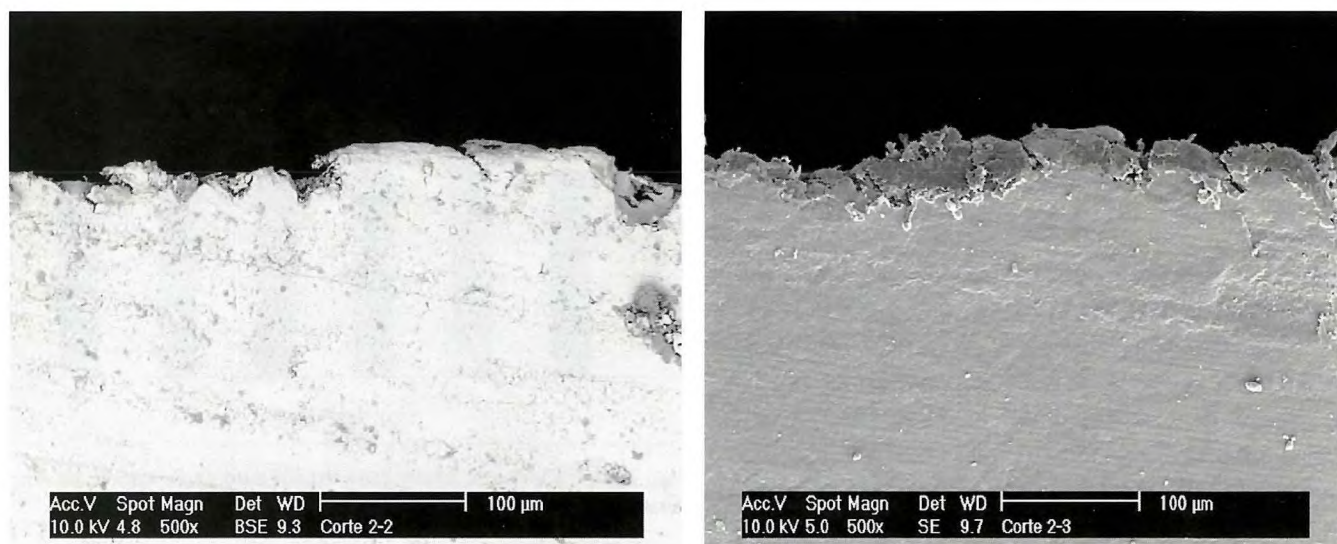


Fig. 2. Microscopía electrónica (500 aumentos) de una muestra a) con cefazolina (5% cefazolina) y b) sin este antibiótico.

diciones de vacío, pues no hay un consenso en la literatura [20] sobre si este procedimiento aumenta o disminuye la elución de los distintos antibióticos.

En nuestro trabajo hemos decidido estudiar el desgaste del cemento óseo mezclado con dos antibióticos distintos, puesto que la resistencia a compresión o a flexión no son las características mecánicas primordiales con un espaciador al ser, como hemos dicho, un implante temporal, y tampoco reflejan las condiciones mecánicas uniformes para todos los implantes cementados posibles del esqueleto; por el contrario, la determinación del desgaste afecta directamente a la elución del antibiótico mezclado con el cemento [21], aunque no existen suficientes datos en la literatura.

Apreciamos mayor desgaste en el grupo 4 (2,5% cefazolina + 5% vancomicina) frente al grupo 3 (2,5% vancomicina), pudiendo deberse a un efecto producido por la cefazolina que fragilizaría la superficie del cemento, aumentando su desgaste. Esta afirmación queda apoyada al estudiarse las muestras con cefazolina frente a aquellas que no la presentan, observando siempre mayor desgaste en el grupo con cefazolina, aunque no encontramos significación estadística, probablemente debido al tamaño de la muestra. Este aumento del desgaste también puede ser debido a una mayor interacción en la reacción de polimerización de la cefazolina que de la vancomicina, ya que presenta un menor peso molecular, lo que le permitiría una interposición más fácil. Se puede observar una diferencia en la homogeneidad de las muestras que llevan cefazolina (Figura 2) frente a aquellas que no la llevan (Figura 2), presentando estas últimas mayor homogeneidad de la mezcla antibiótico-PMMA, aunque no

encontramos diferencias significativas en los coeficientes de fricción de los distintos grupos.

En conclusión, la adición de cefazolina al cemento óseo produce un aumento del desgaste de este material que puede ser útil para aumentar la elución tanto de este como de otros antibióticos mezclados con el cemento usado, en los espaciadores en el primer tiempo de una revisión protésica o como sustitutivo óseo en infecciones osteomusculares. Este mismo efecto de aumento del desgaste nos hace desaconsejar el uso de ambos antibióticos mezclado con cemento como fijación de implantes, tanto en artroplastias primarias como en revisión, hasta tener un mejor conocimiento de los efectos de la cefazolina sola o en combinación con vancomicina sobre las propiedades mecánicas del PMMA. ■

Agradecimientos

Agradecimiento a FUNDACIÓN MAPFRE, que ha hecho posible la realización de este estudio.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Charnley J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *J Bone Joint Surg (Br)* 1960; 42-B:28-30.
2. Lidgren L, Bodelind B, Moller J. Bone cement improved by vacuum mixing and chilling. *Acta Orthop Scand* 1987; 58: 27-32.
3. Belkoff SM, Sanders JC, Jasper LE. The effect of the monomer-to-powder ratio on the material properties of acrylic bone cement. *J Biomed Mater Res* 2002; 63:396-9.

4. Zimmerli W, Trampuz A, Ochsner PE. Prosthetic-joint infections. *N Engl J Med* 2004; 351:1645-54.
5. Jaeblo T. Polymethylmethacrylate: properties and contemporary uses in orthopaedics. *J Am Acad Orthop Surg* 2010; 18: 297-305.
6. Lewis G. Properties of antibiotic-loaded acrylic bone cements for use in cemented arthroplasties: a state-of-the-art review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009; 89B: 558-74.
7. Kuehn KD. Up-to-date comparison of physical and chemical properties of commercial materials. En: Bone cements. Kuehn KD (ed). Berlin: Springer Verlag, 2000, p. 7-20.
8. Gravius, S, Wirtz DC, Marx R, Maus U, Andereya S, Müller-Rath R, Mumme T. [Mechanical in vitro testing of fifteen commercial bone cements based on polymethylmethacrylate]. *Z Orthop Unfall* 2007 145(5): p. 579-85.
9. American Society for Testing and Materials. Standard test method for wear testing of polymeric materials used in total joint prostheses. 2011 (F732-00) <http://www.astm.org/Standards/F732.htm>.
10. American Society for Testing and Materials. Standard test method for wear testing with a Pin-on-Disk apparatus. 2010 (G99-05). <http://www.astm.org/Standards/G99.htm>.
11. Hanssen AD, Spanghehl MG. Practical applications of antibiotic-loaded bone cement for treatment of infected joint replacements. *Clin Orthop Relat Res* 2004; 427: 79-85.
12. Neu HC. The crisis in antibiotic resistance. *Science* 1992. 257: 1064-73.
13. Tunney MM, Ramage G, Patrick S, Nixon JR, Murphy PG, Gorman SP. Antimicrobial susceptibility of bacteria isolated from orthopedic implants following revision hip surgery. *Antimicrob Agents Chemother* 1998; 42: 3002-5.
14. Cerretani D, Giorgi G, Fornara P, Bocchi L, Neri L, Ceffa R, *et al.* The in vitro elution characteristics of vancomycin combined with imipenem-cilastatin in acrylic bone-cements: a pharmacokinetic study. *J Arthroplasty* 2002; 17: 619-26.
15. Klekamp J, Dawson JM, Haas DW, DeBoer D, Christie M. The use of vancomycin and tobramycin in acrylic bone cement: biomechanical effects and elution kinetics for use in joint arthroplasty. *J Arthroplasty* 1999; 14:339-46.
16. Hanssen AD. Prophylactic use of antibiotic bone cement: an emerging standard in opposition. *J Arthroplasty* 2004; 19(Suppl 1):73-7.
17. Schurman DJ, Trindade C, Hirshman HP, Moser K, Kajiya G, Stevens P. Antibiotic-acrylic bone cement composites. Studies of gentamicin and Palacos. *J Bone Joint Surg (Am)* 1978; 60-A: 978-84.
18. Gonzalez Della Valle A, 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.
19. Simpson PM, Dall GF, Breusch SJ, Heisel C. [In vitro elution and mechanical properties of antibiotic-loaded Smart-Set HV and Palacos R acrylic bone cements]. *Orthopade* 2005; 34:1255-62.
20. Meyer J, Piller G, Spiegel CA, Hetzel S, Squire M. Vacuum-mixing significantly changes antibiotic elution characteristics of commercially available antibiotic-impregnated bone cements. *J Bone Joint Surg (Am)* 2011; 93-A:2049-56.
21. Dodds S, Smith TJ, Akid R, Stephenson J, Nichol T, Banerjee RD, *et al.*, Contrasting effects of physical wear on elution of two antibiotics from orthopaedic cement. *Antimicrob Agents Chemother* 2011.

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.

F Forriol

William Marrant Baker. 1839-1896

Epónimos asociados

Quiste de Baker: quiste de la membrana sinovial, como una hernia, frecuentemente en la articulación de la rodilla, producido por el líquido sinovial que sale de la articulación a través de un canal natural o por una apertura en la membrana sinovial. Aparece a cualquier edad pero es más frecuente en hombres, entre los 15 y los 30 años de edad. La etiología es desconocida (Fig 1).

Cánula de Baker: cánula traqueal flexible.

Enfermedad de Baker: defecto de los ligamentos periarticulares.

Síndrome de Baker-Rosenbach: enfermedad rara de la piel traumatizada. Se manifiesta con fiebre, erupción vesicular, especialmente en manos y pies, e inflamación de las mucosas y orificios.

Biografía

Baker, cirujano inglés, nació el 20 de octubre de 1839 en Andover y murió el 3 de octubre de 1896 en Pulborough, Sussex. A los 19 años comenzó a trabajar y a estudiar en el St. Bartholomew's Hospital de Londres, donde, tras un periodo de formación, ayudó a James Paget en su consulta privada, ocupándose en el hospital de la docencia en fisiología y disección, hasta 1885. Fue el editor del *Kirkes' Handbook of Physiology*.

En 1877 Baker firmó un artículo en la revista del hospital describiendo ocho casos de lo que denominó bursitis poplítea o quiste periarticular, que en unas ocasiones se asociaba

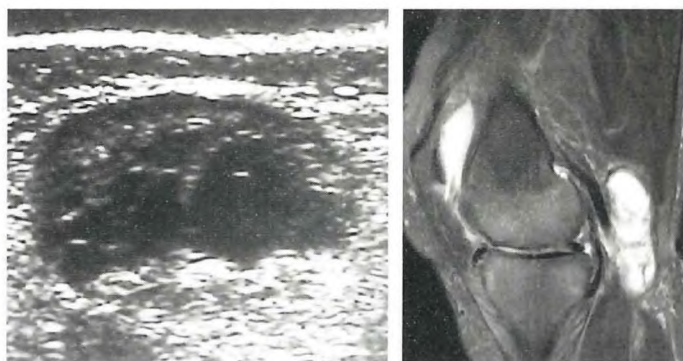


Fig. 1. Quiste de Baker, en el hueso poplíteo, a) imagen ecográfica, b) imagen de RNM.

con artrosis y en otras con la llamada artropatía tabética o articulación de Charcot.

Fue pasando por todos los cargos quirúrgicos del hospital –*casualty surgeon* (1870), *assistant surgeon* (1871) y *full surgeon* (1882)– hasta su retirada en 1892, a los 53 años de edad. A su muerte, cuatro años después, había dejado 55 publicaciones sobre temas variados, siendo reconocido como un experto cirujano renal.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Baker WM. The formation of abnormal synovial cysts in connection with the joints. II. St. Bartholomew's Hospital Reports, London, 1885; 21:177-90.
2. William Morris Baker. South Med J 1975; 68:1304.

Sterling Bunnell. 1882-1957

Epónimos asociados

Técnica de Bunnell: dos tipos de tenoplastias, una por avance de los interóseos desinsertados y la otra por sección de los tendones comunes de los lumbricales y de los interóseos, destinadas a corregir la actitud en cuello de cisne de los dedos.

Sutura de Bunnell: sutura en zig-zag, en ocho, para suturar los tendones flexores (Figura 1).

Biografía

Sterling Bunnell (Figura 2) nació el 17 de junio de 1882 en San Francisco (California), donde murió en 1957. Aunque fue un apasionado de la naturaleza, en especial de las aves, estudió medicina en la Universidad de California, recibiendo su graduación en 1908. Su pasión por la biología y la evolución la mantuvo viva en sus escritos y, especialmente, en su libro. Además, su filmación sobre el oso negro en Alaska fue un documental muy reconocido.

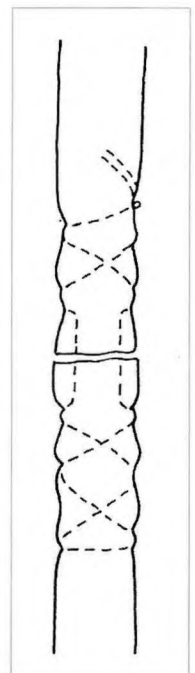


Fig. 1.



Fig. 2. Sterling Bunnell.

Durante su residencia en la Universidad de California, en 1908, trabajó sobre la cirugía del labio leporino, las técnicas de sutura arterial y en uno de los primeros sistemas de presión positiva para aplicación en cirugía torácica. De hecho, una vez terminados sus estudios, en la Clínica Cryle, de Cleveland, desarrolló una válvula para la mascarilla de anestesia que permitía aplicar presión positiva y efectuar cirugías abiertas en el tórax.

Durante la Primera Guerra Mundial estuvo destinado en Francia como capitán médico, integrado en un equipo de neurólogos. Allí desarrolló sus técnicas iniciales en la sutura de los tendones flexores de la mano. A su regreso a San Francisco experimentó en la reparación de los tendones de la mano, trabajo que publicó en 1918 en el *Journal of Surgery, Gynecology and Obstetrics*.

Viajó por California para visitar pacientes y trabajó como consultor de casos difíciles. En uno de estos viajes, en 1929, sufrió un accidente de avión al aterrizar en el Parque Nacional de Yosemite, que le produjo una fractura de cadera que evolucionó hacia la pseudoartrosis. Un año más tarde, Fred Albee y Leo Mayer le intervinieron, fijando la fractura con autoinjerto cortical de tibia, que le dejó, a pesar del buen resultado inicial, un dolor permanente y una claudicación. Esta circunstancia le llevó a interesarse por la cirugía de la cadera, diseñando una guía para el clavo de Smith-Petersen. Por aquel tiempo aparecieron las primeras aseguradoras laborales, tanto estatales como privadas, para ayudar a los trabajadores accidentados. Bunnell desarrolló uno de los primeros sistemas de clasificación y descripción de las lesiones e incapacidades, que todavía tiene vigencia.

El periodo de entreguerras fue su etapa de consolidación

profesional y de mayor productividad. Cuando comenzó la Segunda Guerra Mundial, Bunnell actuó como consultor para las lesiones de la mano, adquiriendo una gran experiencia y convirtiendo la cirugía de la mano en una especialidad propia. Norman T. Kirk, cirujano ortopédico y jefe de los servicios médicos del Ejército estadounidense, organizó nueve centros en Estados Unidos y varios más en Europa donde se trataron más de 20.000 manos, todas ellas supervisadas por Bunnell.

Terminada la contienda bélica, Bunnell nombró a los directores de los diferentes centros, que fueron, a su vez, los creadores, en 1946, en Chicago, de la Sociedad norteamericana de Cirugía de la Mano. Durante un mes visitó todos los centros dedicados a la cirugía de la mano explicando, con sus «filminas», los principios, las indicaciones y las nuevas técnicas quirúrgicas. En 1944 publicó su famoso libro *Surgery of the hand*, un clásico de la especialidad que revolucionó la cirugía de la mano.

Eran conocidos los llamados *bunnelismos*, frases que se repartían entre sus discípulos, como «Un relojero no repara un reloj en un tintero», en alusión a la necesidad de la hemostasia, o «Mejor una casa vacía que con un mal inquilino» y «Mickey Mouse solo tenía cuatro dedos», en referencia a las amputaciones.

Estuvo activo hasta el final de su vida, muriendo a los 75 años de edad, el 20 de agosto de 1956.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. In memoriam. Sterling Bunnell 1882-1957. *J Bone Joint Surg (Br)* 1958; 40-B:145-6.
2. Kirk NT. *J Bone Joint Surg (Am)* 1958; 49-A:488-91.
3. Fernández Vázquez JM, Fernández Palomo LJ, Camacho Galindo J. Asa Sterling Bunnell. *Acta Ortop Mex* 2005; 19:193-4.

Manuel Antonio de Gimbernát y Arbós. 1734-1816

Epónimos asociados

Ligamento de Gimbernát: porción pectínea del ligamento inguinal.

Operación de Gimbernát: técnica para resolver la hernia femoral estrangulada.

Biografía

Anatomista y cirujano español, nació en 1734 en Cambrils (Tarragona) y falleció en 1816 en Madrid. Estudió latín y filosofía en la Universidad de Cervera, y luego cambió a la Escuela de Cirugía de Cádiz, donde se graduó en 1762. Una vez finalizados sus estudios se incorporó a la Armada española. Sin embargo, debido a sus habilidades en la disección anatómica, en 1765 fue nombrado profesor de anatomía en la Real Escuela de Cirugía en Barcelona, situada en el Hospital de la Santa Cruz y San Pablo, permaneciendo allí entre 1762 y 1774. En 1768 demostró el ligamento lacunar del canal femoral, así como su técnica para la reparación herniaria. También inventó un sistema de litiasis renal muy popular en su tiempo, sin olvidar su contribución al conocimiento de la anatomía del diafragma.

Gimbernat fue un pionero en oftalmología, cirugía vascular y urología, considerado como un cirujano audaz gracias a sus conocimientos anatómicos. De hecho, en 1774, apoyado por Carlos III, viajó por Europa para aprender las últimas técnicas quirúrgicas. En Londres visitó a John Hunter, a quien Gimbernat enseñó su técnica para reparar una hernia diafragmática.

De regreso a España, colaboró en la creación de la Real Escuela de Cirugía, en el Colegio de Cirugía de San Carlos, donde fue director y profesor de cirugía y traumatología. En 1789 fue nombrado médico personal de Carlos III, recibiendo un título nobiliario, y en 1801 llegó a Primer Cirujano Real y fue presidente de todas las escuelas quirúrgicas de España.

Durante la invasión napoleónica, Gimbernat, como muchos intelectuales liberales españoles, colaboró con los invasores con la esperanza de liberalizar la vida política. Sin em-

bargo, después de la guerra fue despedido de todos sus cargos por Fernando VII. El exilio le hundió, empeoró su salud y su estado de ánimo, perdiendo la vista hasta quedar, después de una intervención, completamente ciego. Murió en Madrid el 17 de noviembre de 1816.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Loukas M, El-Sedfy A, Tubbs RS, Linganna S, Salter EG, Jordan R. Gimbernat y Arbós, Antonio de (1734-1816). *World J Surg* 2007; 31: 855-7.
2. Matheson NM. Antonio de Gimbernat, 1734-1816. *Proc R Soc Med* 1949; 42: 407-10.
3. Puig-La Calle J, Martí-Pujol R. Antonio de Gimbernat (1734-1816). *Anatomist and surgeon. Arch Surg.* 1995; 130: 1017-20.
4. Rutkow IM. A selective history of hernia surgery in the late eighteenth century: the treatises of Percivall Pott, Jean Louis Petit, D. August Gottlieb Richter, Don Antonio de Gimbernat, and Pieter Camper. *Surg Clin North Am* 2003; 83:1021-44.
5. Zandieh S, Nader A, Haller J. [Hydrocele in the woman as Gimbernat hernia].
6. Rofo. 2011; 183(9): 855-7.
7. Zaragoza Rubira JR. [Two little-known aspects of the work of Antonio Gimbernat]. *Med Esp* 1963; 49: 46-61.

Paul Randall Harrington. 1911-1980

Epónimos asociados

Instrumental de Harrington: sistema de barra con palmeras en un extremo, que permite hacer distracción en la concavidad de la curva, y de una barra roscada que permite hacer compresión en la convexidad de la escoliosis. Los puntos de apoyo son ganchos que se apoyan en las apófisis articulares vertebrales, láminas o apófisis transversas. Para las fijaciones sacras ideó la «barra sacra» (Figura 1).

Biografía

Paul Harrington (Figura 2) nació en Kansas City, ciudad en la que estudió. Después de la Segunda Guerra Mundial se instaló en Texas y trabajó en el Jefferson Davis County Hospital, de Houston. Al mismo tiempo colaboraba, en el Baylor College of Medicine, con el centro de afecciones res-



Fig. 1. Manuel Antonio de Gimbernat y Arbós.



Fig. 1.



Fig. 2. Paul Randall Harrington.

piratorias de la Asociación Americana de Lucha contra la Poliomielitis. Inicialmente no se interesó por la columna vertebral, pero las deformidades vertebrales producidas por la polio despertaron su interés por el tema. En estos casos efectuaba una corrección rápida, liberando inicialmente las carillas articulares, sin artrodesis vertebral, por lo que los resultados, aunque buenos inicialmente, volvían al poco tiempo a la deformidad inicial.

Estos malos resultados le animaron a diseñar ganchos y tallos con rosca. Los implantes de columna se utilizaban desde muchos años antes, pero sus intentos no habían prosperado y terminaron, en la mayoría de las ocasiones, en fracasos estrepitosos, especialmente por la fatiga y la corrosión del material. Harrington empleó nuevos materiales combinando su implante con una artrodesis vertebral. La técnica funcionó desde el principio y cambió las perspectivas; el tallo se anclaba por sus extremos con los ganchos, que permitían realizar una distracción asimétri-

ca, y el paciente seguía su tratamiento postoperatorio con un yeso.

Cuando en 1958 presentó su técnica y su instrumental en el Congreso de la AAOS, en Chicago, fue visto con mucho escepticismo e incluso algún reconocido especialista definió la idea como una abominación y solicitó su expulsión como miembro de la academia. Pero la técnica propuesta por Harrington estaba llamada a revolucionar la cirugía de la columna vertebral y especialmente de sus deformidades.

Como él mismo escribió, fue una instrumentación muy elaborada, pues inició sus trabajos en 1949, realizando hasta 1954 un total de 35 cambios, y otras 12 modificaciones más entre 1955 y 1960, hasta poner la técnica a punto [1-4]. En 1959, Harrington contrató la fabricación de su instrumental con Zimmer con la condición de que los usuarios hicieran una estancia previa con él. Bastaron pocos años para que su técnica se convirtiese en una referencia en la cirugía de la escoliosis.

En el obituario, publicado en el *Journal of Bone and Joint Surgery*, se señalaba que «Paul será recordado no solo por el desarrollo de los implantes de Harrington; también por su honestidad y franqueza, sus pajaritas, su par de golf, su trompeta y, por encima de todo, por ser una persona estupenda»[5]. Como homenaje a su trayectoria, el Baylor College instauró el premio Paul Harrington a la excelencia científica en cirugía ortopédica.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Harrington PR. Treatment of scoliosis. Correction and internal fixation by spine instrumentation. *J Bone Joint Surg (Am)* 1962; 44-A:591-610.
2. Harrington PR. The management of scoliosis by spine instrumentation: an evaluation of more than 200 cases. *South Med J* 1963; 56:1367-77.
3. Harrington PR. Spinal fusion in the treatment of idiopathic adolescent scoliosis. *J Tenn Med Assoc* 1963; 56:470-9.
4. Harrington PR. Present status of spine instrumentation in scoliosis. *Am J Orthop* 1963; 5:228-31.
5. Paul Randall Harrington MD (1911-1980). *J Bone Joint Surg (Am)* 1981; 63-A:857.

Otto Wilhelm Madelung. 1846-1926

Epónimos asociados

Deformidad de Madelung: deformidad congénita de la muñeca con una curvatura idiopática del radio que aparece en chicas adolescentes. Se ha asociado con el síndrome de Marfan y la enfermedad de Leri-Weill, caracterizada por baja estatura [1-3] (Figura 1).

Enfermedad de Madelung: depósito masivo de grasa distribuido de forma simétrica en la cara, cuello y nuca que aparece en hombres de mediana edad asociado, habitualmente, con el abuso de bebidas alcohólicas [4].

Biografía

Cirujano alemán, nacido el 15 de mayo de 1846 en Gotinga y fallecido el 22 de julio 1926 en Gotinga. Hijo de comerciante, estudió medicina en Bonn, Berlín y Tubinga, donde se doctoró en 1869. Al estallar la Guerra Franco-Prusiana fue asistente en el hospital de enfermedades mentales, cercano a Bonn. Viajó por Inglaterra y Estados Unidos, regresando luego a Bonn. En 1882 fue nombrado profesor de cirugía y director de la clínica de la Universidad de Rostock, en el mar Báltico, hasta que dos años más tarde se trasladó a Estrasburgo, donde tuvo una exitosa carrera. Al término de la Primera Guerra Mundial, cuando esta ciudad fue cedida a Francia, los cirujanos galos sustituyeron a Madelung y al resto de especialistas alemanes. Sin embargo, debido a su prestigio, Madelung fue el último de los profesores germanos en abandonar su puesto. Después de un breve periodo de arresto domiciliario se retiró a Gotinga, donde murió en 1926.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Madelung O. Die spontane Subluxation der Hand nach vorne. Verhandl Deutsch Gesellsch Chir 1878; 7:259-76.
2. Schmidt-Rohlfing B, Schwöbel B, Pauschert R, Niethard FU. Madelung deformity: clinical features, therapy and results. J Pediatr Orthop B, 2001; 10:344-8.
3. Arora AS, Chung KC. Otto W. Madelung and the recognition of Madelung's deformity. J Hand Surg Am 2006; 31:177-82.
4. Sokolov M, Mendes D, Ophir D. Madelung's disease. Isr Med Assoc J 2010; 12:253-4.



Fig. 1. Síndrome de Leri-Weill. Discondrosteosis con deformidad de Madelung.

Ayudas a la Investigación FUNDACIÓN MAPFRE

Ceremonia de entrega de las ayudas correspondientes a la convocatoria 2011

Filomeno Mira, Vicepresidente de FUNDACIÓN MAPFRE, y Carlos Álvarez, Presidente del Instituto de Prevención, Salud y Medio Ambiente de FUNDACIÓN MAPFRE, recibieron el pasado 14 de febrero, en la sede de la Fundación en Madrid, a los beneficiarios de la convocatoria de ayudas 2011.

La dotación de esta convocatoria supera los 1,2 millones de euros, habiéndose concedido 84 becas y ayudas con el objetivo de fomentar el estudio y la investigación en las áreas de salud, prevención y medio ambiente y seguros. En concreto, se han destinado 49 becas y ayudas al área de la salud, 24 a las de prevención y medio ambiente, 10 a seguros y una beca Primitivo de Vega a la atención a las personas mayores.

En el acto estuvieron presentes, además de los investigadores becados, los responsables de las entidades en las que se desarrollarán las investigaciones y los tutores de FUNDACIÓN MAPFRE que coordinarán sus trabajos a lo largo de 2012. Filomeno Mira subrayó «la gran acogida de estas ayudas en el mundo de la investigación, que desde 1979 se vienen convocando con gran éxito, destacando las más de mil solicitudes de profesionales españoles e iberoamericanos que se han recibido en esta edición».



Filomeno Mira, María Artola y Carlos Álvarez recibieron a los beneficiarios de las ayudas en la sede de FUNDACIÓN MAPFRE.

María Artola González, Directora General de la Fundación de la Universidad Autónoma de Madrid, impartió la conferencia «Informe de conclusiones sobre Foro de Excelencia UAM-Empresa: investigación, innovación y progreso sostenible para la sociedad del siglo XXI».



Granada acoge más de 350 profesionales del área de la salud en el curso «Bases actuales en lesiones del miembro superior»

Curso en la Facultad de Medicina de Andalucía Oriental impartido por los principales expertos nacionales en estas patologías

FUNDACIÓN MAPFRE y la Real Academia de Medicina de Andalucía Oriental han organizado conjuntamente el curso «Bases actuales en lesiones de miembro superior», que ha tenido lugar en el Aula Magna de la Facultad de Medicina de la Universidad de Granada los pasados 15, 16 y 17 de marzo.

Al acto de inauguración acudieron M^a del Carmen Maroto, Presidenta de la Real Academia de Medicina de Andalucía Oriental; Indalecio Sánchez-Montesinos, Decano de la Facultad de Medicina de la Universidad de Granada; Carlos Álvarez, Presidente del Instituto de Prevención, Salud y Medio Ambiente de FUNDACIÓN MAPFRE, e Ignacio Salinas, Coordinador del curso y miembro de la Real Academia de Medicina.



Más de 350 profesionales de la salud coparon el aforo del Aula Magna de la Facultad de Medicina granadina.

El curso, al que han asistido más de 350 profesionales españoles vinculados a la salud, ha sido impartido por los principales expertos nacionales en el tratamiento de lesiones relacionadas con el miembro superior (mano, codo y hombro), lo que supone un importante avance en el estudio actual y futuro de estas patologías, así como un paso más hacia la mejor rehabilitación de los pacientes.

La relevancia de estas jornadas ha quedado reflejada en la actualidad e interés de los distintos temas abordados y en las novedades quirúrgicas y rehabilitadoras presentadas, destinadas a paliar o disminuir las graves y dolorosas consecuencias de estas lesiones con objeto de conseguir la mejor calidad de vida en estos pacientes. Durante los tres días del curso se trataron, entre otros, aspectos como fracturas y luxaciones de codo, hombro doloroso, mano reumática, diagnóstico por imagen de estas lesiones y osteoporosis en miembro superior.

En las intervenciones se constató que los datos sobre las lesiones de miembro superior en España son dispares. Se estima que cerca del 35% de los accidentes de trabajo se producen en miembro superior y que un gran número de las patologías se deben a movimientos repetitivos. Asimismo, se calcula que una cuarta parte de las bajas laborales y una quinta parte de las incapacidades se localizan en las manos.

El curso ha contado con la importante colaboración de la Facultad de Medicina, la Universidad de Granada y el Hospital Universitario Virgen de las Nieves (Granada), además de los hospitales FREMAP de Sevilla, Ramón y Cajal de Madrid, Negrín de Las Palmas de Gran Canaria y Río Ortega de Valladolid. ■

Jornada «Repatriación internacional del paciente politraumatizado»

Un nutrido grupo de profesionales participó en esta primera edición

FUNDACIÓN MAPFRE, en su labor de promoción de la docencia y divulgación científica, en estrecha colaboración con MAPFRE ASISTENCIA, la Fundación IO y la Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología (SECOT), ha organizado el pasado 1 de marzo la primera jornada de «Repatriación internacional del paciente politraumatizado».

El acto de inauguración ha corrió a cargo de Teófilo Domínguez Anaya, Director Gerente de FUNDACIÓN MAPFRE, y de José Ramón Rodríguez Altónaga, Presidente de SECOT (Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología).

El propósito de esta jornada fue promover, entre los profesionales sanitarios, habilidades y conocimientos en el tratamiento del politraumatizado y su repatriación internacional, así como analizar otros riesgos a los que están expuestos los viajeros. Cuando una persona es incapaz de continuar su viaje por motivos médicos, y se requiere su repatriación, deben tenerse en cuenta las diferentes condiciones y circunstancias complejas que envuelven al paciente y el entorno en el que se encuentra.



Teófilo Domínguez, Juan Manuel Montero, Carlos Álvarez, Ramón Hernando de Larramendi, tras el acto de clausura.



Ponentes del módulo sobre actitudes saludables en viajes internacionales.

Son muchos los condicionantes que añaden complejidad al tratamiento de estos pacientes ubicados en cualquier parte del mundo: idioma, diferentes sistemas de salud, recursos sanitarios disponibles, existencia de centros cualificados y posibilidad de acceso a instalaciones con tecnología avanzada, posibilidad o imposibilidad de movilizar al paciente por vía aérea o terrestre, experiencia y cualificación de los equipos de transporte de pacientes, distancia, orografía, etc.

Entre los temas abordados figuraron el tratamiento y repatriación del paciente internacional politraumatizado, la promoción de actitudes saludables en viajes internacionales o la aplicación de los avances de las Tecnologías de la Información y Comunicación en la salud de los viajeros internacionales.

El acto de clausura corrió a cargo de Juan Manuel Montero Vázquez, General de División Médico e Inspector General de Sanidad de la Defensa (Ministerio de Defensa), y Carlos Álvarez Jiménez, Presidente del Instituto de Prevención, Salud y Medio Ambiente de FUNDACIÓN MAPFRE. ■

Participación en el 48º Congreso Argentino de Ortopedia y Traumatología

Presencia de FUNDACIÓN MAPFRE a través de la organización de tres mesas redondas

En este foro, que reunió a más de 4.000 profesionales iberoamericanos, el Instituto de Prevención, Salud y Medio Ambiente organizó tres mesas redondas en las que se analizaron, entre otras materias, las novedades en el tratamiento de personas con múltiples traumatismos, la artrosis aislada femoropatelar y la biotecnología en cirugía ortopédica y traumatología.

Destacó la participación de los doctores españoles Javier Vaquero, Jefe de Servicio de Traumatología del Hospital Universitario Gregorio Marañón de Madrid, y Francisco Forriol, Vicepresidente de la Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología, así como de los principales profesionales de la traumatología de Argentina.

Todos los asistentes a este congreso, organizado por la Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología, recibieron información sobre las actividades fundacionales, ayudas a la investigación, becas y premios de FUNDACIÓN MAPFRE, así como la revista *Trauma*, a través de un stand. ■



La Real Academia de Medicina de Baleares inaugura el curso académico

FUNDACIÓN MAPFRE continúa apoyando a la Real Academia en sus actividades

FUNDACIÓN MAPFRE participó el pasado 26 de enero en la inauguración del curso académico 2012 de la Real Academia de Medicina de las Islas Baleares. Desde hace varios años, FUNDACIÓN MAPFRE colabora estrechamente con esta institución para apoyar las actividades de impulso de la salud que se realizan en esta autonomía.

El evento, que tuvo lugar en el salón de actos de la Consellería de Salud, Familia y Bienestar Social de Palma de Mallorca, fue presidido por el Presidente de la Real Academia, Bartolomé Anguera Sansó. Acudieron también José Antonio Continente, Director Territorial de MAPFRE en Baleares,



y Enrique Novo Gonzalez, Jefe de Prestaciones de MAPFRE en Baleares.

Además, en este acto tuvo lugar la entrega del galardón al mejor estudio sobre Patología Traumática, que en esta edición recayó en el Dr. Javier Terrades Cladera, del Servicio de Traumatología del Hospital de Son Llàtzer, por el trabajo «Resultado funcional y nivel de complicaciones tras la implantación de prótesis ARPE en el tratamiento de la rizartriosis». Dicho galardón se convoca con la colaboración del Instituto de Prevención, Salud y Medio Ambiente de FUNDACIÓN MAPFRE. ■

«Con Mayor Cuidado», en Majadahonda

La campaña se traslada a la ciudad madrileña

FUNDACIÓN MAPFRE, en colaboración con la Consejería de Asuntos Sociales de la Comunidad de Madrid, presentó el pasado viernes 23 de marzo en Majadahonda (Madrid) la campaña «Con Mayor Cuidado», cuyo objetivo es informar a las personas mayores sobre los principales riesgos que pueden existir dentro y fuera del hogar.

Carlos Álvarez, Presidente del Instituto de Prevención, Salud y Medio Ambiente; José Ramón Menéndez, Director General del Mayor de la Comunidad de Madrid, y Narciso de Foxá, Alcalde de Majadahonda, fueron los encargados de presentar esta iniciativa preventiva.

Esta campaña, que en 2012 se ha presentado en Cartagena (Murcia), recorrerá a lo largo de este año numerosas localidades de la Comunidad de Madrid, tanto del ámbito urbano como del rural. También tiene previsto presentarse en Portugal y en algunos países de Iberoamérica como Argentina, Brasil, México y Puerto Rico.

Desde el inicio de la campaña, que hasta el momento ha llegado a 110.000 personas, se han editado 240.000 folletos y guías divulgativas para que las personas mayores, así como sus familiares y cuidadores, conozcan una serie de recomendaciones y consejos que les ayuden a prevenir accidentes y, si ocurren, sepan cómo actuar ante determinadas situaciones de emergencia.

La campaña comenzó en 2008 y está promovida por FUNDACIÓN MAPFRE en colaboración con la Fundación de Educación para la Salud (FUNDADEPS), la Confederación Española de Organizaciones de Mayores (CEOMA), la Sociedad Española de Geriatría y Gerontología, el IM-SERSO y el Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales.

Además de Carlos Álvarez, José Ramón Menéndez, y



Alberto San Juan, José Ramón Menéndez, Narciso de Foxá y Carlos Álvarez, durante la presentación de la campaña.

Narciso de Foxá, participaron en la presentación Antonio Guzmán, Director General del Instituto de Prevención, Salud y Medio Ambiente de FUNDACIÓN MAPFRE; Felisa Martínez, Médico Técnico Superior de Salud Pública de la Dirección General del Mayor, de la Consejería de Familia y Asuntos Sociales de la Comunidad de Madrid, y Alberto San Juan, Concejal de Bienestar Social, Salud y Familia del Ayuntamiento de Majadahonda.

Toda la información relacionada con esta campaña está disponible en www.conmayorcuidado.com |

Los mayores de Cartagena aprenden a prevenir accidentes

Presentación de la campaña 'Con Mayor Cuidado' sobre prevención de los riesgos de las personas mayores

El Instituto de Prevención, Salud y Medio Ambiente de FUNDACIÓN MAPFRE, en colaboración con el Ayuntamiento de Cartagena, presentó el pasado 28 de febrero en Cartagena la campaña 'Con Mayor Cuidado', cuyo objetivo es informar a las personas mayores sobre los principales riesgos que pueden existir dentro y fuera del hogar. También proporciona a estas personas, sus familiares y a profesionales del sector socio-sanitario, material práctico que ayude a evitar los accidentes. Entre los materiales se encuentran vídeos y guías divulgativas con una serie de recomendaciones y consejos para prevenir accidentes y saber actuar ante determinadas situaciones de emergencia.

La campaña parte del *Estudio de investigación sobre seguridad en el domicilio de personas mayores*, realizado por FUNDACIÓN MAPFRE, en el que se recogen los principales riesgos que sufren los mayores en el hogar. El informe revela que las caídas, intoxicaciones, quemaduras e incendios son las principales contingencias sufridas entre los mayores y describe algunos factores que intervienen como causa de dichos accidentes: el estado de salud, la enfermedad que padecen, la medicación consumida habitualmente, los hábitos de alimentación y la actividad física que realizan.

En la presentación de la campaña participaron Yolanda Minguez, Subdirectora del Instituto de Prevención, Salud



De izquierda a derecha, Enrique Pérez, Antonio Mula y Yolanda Minguez, durante la presentación de la campaña.

y Medio Ambiente de FUNDACIÓN MAPFRE; Antonio Calderón, Concejal del Área de Atención Social, Empleo y Juventud del Ayuntamiento de Cartagena; Antonio Mula, Director del Instituto Municipal de Servicios Sociales, y Antonio Expósito, Director Territorial de MAPFRE en Murcia.

Para más información relacionada con esta campaña visite la web www.conmayorcuidado.com



CON MAYOR
CUIDADO



PREVENCIÓN
DE RIESGOS
EN EL HOGAR

PAÑA DE PREVENCIÓN:
GOS DOMÉSTICOS ENTRE
PERSONAS MAYORES

conmayorcuidado.com

91 581 26 03

FUNDACIÓN **MAPFRE**

www.fundacionmapfre.com

colaboradoras:



13^{er} Congreso EFORT

Berlín, del 23 al 25 de mayo de 2012

Una plataforma para el intercambio

Berlín acogerá, del 23 al 25 de mayo, el 13^{er} Congreso EFORT, el evento científico más importante de Europa en el campo de la cirugía ortopédica y la traumatología. La edición de este año se centrará en dos campañas: la Década de la Acción por la Seguridad Vial 2011-2020, promovida por la Organización Mundial de la Salud (OMS), y el Año Europeo del Envejecimiento Activo. Otras novedades destacadas en la cita de este año serán las intervenciones de dos pioneros expertos en la materia y el nuevo formato de discusión, que incluye debates de expertos contrastados. Reconocido por su calidad, el Congreso EFORT será en esta ocasión, con un récord de contribuciones, una nueva oportunidad para el intercambio de conocimientos entre especialistas y médicos en formación.

El Congreso EFORT 2012, organizado por la Federación Europea de Asociaciones Nacionales de Cirugía Ortopédica y Traumatología, apoya dos campañas internacionales dedicadas a la salud pública, como son la Década de la Acción por la Seguridad Vial 2011-2020, lanzada por la OMS, y el Año Europeo del Envejecimiento Activo.

El profesor Pierre Hoffmeyer, Presidente de la EFORT, señala que «la campaña por la seguridad vial se basa en cinco pilares: uno de ellos está relacionado con la atención tras el accidente y los otros comprenden la atención inicial, la atención hospitalaria, la recuperación y la reincorporación al trabajo. Nuestro objetivo es analizar la situación actual de este campo en Europa, la atención que se recibe y las posibles diferencias existentes entre los distintos países europeos y, de ser así, cómo se pueden superar para que todo el mundo tenga el mismo acceso a la asistencia y la misma atención», explica. Varios expertos de la OMS han sido invitados para debatir sobre estas cuestiones.

Respecto al envejecimiento activo, el profesor Hoffmeyer señala que se hará énfasis en la prevención de la osteoporosis «mediante el uso de medicación o dieta para prevenir las fracturas. Ahora disponemos de nuevos implantes para tratar las fracturas que deben ser revisados». Además, en el Congreso EFORT 2012, organizado de manera conjunta con las asociaciones nacionales alemanas de cirugía ortopédica y traumatología, se ha invitado a impartir las conferencias plenarias a dos investigadores en este campo para que divulguen sus hallazgos: el profesor Reinhold Ganz, experto en cirugía conservadora de cadera, hablará sobre los problemas de cadera en adolescentes y jóvenes adultos, mientras que el profesor Bernard Morrey abordará específicamente la biomecánica y las prótesis de codo.

Gran parte del programa está dedicada a nuevos conocimientos sobre la rehabilitación y alivio del dolor, técnicas de tratamiento multimodal para el dolor de espalda, así como al tratamiento de la osteoporosis. También se disertará sobre los avances en tribología y sobre las reacciones adversas en los implantes metal-metal.

Nuevos formatos para debatir puntos de vista

Como de costumbre, el Congreso ofrece a sus asistentes diferentes formatos de participación. Algunos son plataformas para el debate entre expertos, como la discusión de casos controvertidos o las sesiones de fuego cruzado, una novedad este año. Se debatirá, entre otros temas, sobre el uso de placas con clavos fijas en las fracturas proximales de fémur o húmero, así como sobre tribología y la selección de los implantes (metal-metal, cerámica-cerámica, metal-polietileno o cerámica-polietileno). «Determinadas innovaciones que fueron muy prometedoras en el pasado no siempre han estado a la altura de las expectativas», apunta el profesor Hoffmeyer. Asimismo, los asistentes podrán contribuir a los debates participando en sesiones interactivas.

Los organizadores se han esforzado en buscar un equilibrio entre las presentaciones realizadas por expertos reconocidos y aquellas otras a cargo de jóvenes investigadores, con sus aportaciones sobre nuevas metodologías y nuevos conocimientos.



Pierre Hoffmeyer, Presidente de la EFORT, y el International Congress Center de Berlín, que acogerá el evento.

El Congreso levanta interés fuera de Europa

El Congreso EFORT es la reunión más numerosa sobre cirugía ortopédica y traumatología en Europa. El profesor Hoffmeyer afirma que «se han recibido cerca de 4.000 contribuciones científicas, de las cuales tendremos que seleccionar entre 550 y 600 para las presentaciones orales». El año pasado, el Congreso, celebrado en Copenhague, atrajo a 7.000 participantes. Según el especialista suizo, «resulta evidente que se reconoce la calidad de nuestro congreso». Históricamente, la investigación en cirugía ortopédica y traumatología ha gozado de gran apoyo en Europa, pero el Congreso EFORT también reúne a numerosos participantes procedentes de otros continentes. «Nuestro alcance supera al de cualquier evento limitado a una región o zona lingüística o cultural, y este año esperamos participantes de aproximadamente unos 90 países», explica uno de los organizadores del evento, el profesor Karsten Dreinhöfer, jefe de Traumatología de la Clínica Medical Park, Berlin Humboldtstraße. La elección del inglés como idioma oficial para las presentaciones y debates sirve para reforzar su atractivo internacional.

Teniendo en cuenta la ubicación geográfica de la capital alemana, cabe esperar que este año acudan al Congreso numerosas delegaciones de Europa del Este. «El evento suscita un gran interés en las regiones vecinas e incluso en zonas tan lejanas como Latinoamérica y Asia. Determinados países desean ver cómo nos organizamos en Europa. Ofrecemos una plataforma muy atractiva para el intercambio. No siempre es fácil que la gente del norte, el sur, el este y el

oeste se ponga de acuerdo cuando sus prácticas son tan distintas. En Estados Unidos, por ejemplo, las prácticas son mucho más homogéneas», añade el profesor Hoffmeyer.

China, invitado de honor

El Congreso desea continuar mostrando su política de puertas abiertas invitando a un país distinto cada año. «Nuestro primer invitado especial será China, con cerca de 40.000 cirujanos, que está avanzando a marchas forzadas en el campo de la cirugía ortopédica y que traerá nuevas ideas que seguramente podrán aplicarse en Occidente», explica el Presidente de la EFORT.

Un ambiente único

Los organizadores han dado rienda suelta a su imaginación a la hora de elaborar el programa social y, especialmente, la velada social del Congreso. «Berlín es una de las ciudades más fascinantes y bulliciosas del mundo», según el profesor Dreinhöfer. «Aquí se ha escrito un nuevo capítulo de la historia de la medicina, especialmente en el Hospital de la Charité, y es difícil mostrar una perspectiva completa de la riqueza arquitectónica, urbana y cultural de Berlín». Los asistentes descubrirán aspectos de la urbe durante el evento nocturno «Noche Berlinese», organizado en el KaDeWe, el mayor centro comercial de Europa. «Esperamos que el ocio y la buena cocina alemana nos ayuden a conocernos mejor y que, además, de nuestros debates científicos surjan nuevas amistades entre Europa Occidental y del Este», concluye.

Para más información, visite el sitio Web del Congreso: <http://www.efort.org/berlin2012/>

Normas para la publicación de artículos

Información general

La revista TRAUMA FUNDACIÓN MAPFRE, se edita a través del Instituto de Prevención, Salud y Medio Ambiente de FUNDACIÓN MAPFRE con el objetivo de mejorar la calidad de vida de la persona que ha sufrido un traumatismo de cualquier índole.

Se publican artículos originales, trabajos de investigación, trabajos de revisión, casos clínicos, cartas al director, así como noticias, relacionados con el aparato locomotor, daño cerebral y medular, valoración del daño corporal. Los temas de actualización serán solicitados directamente por el Comité de redacción de la revista.

La periodicidad de la publicación será trimestral, se editarán uno o más suplementos especiales anualmente.

Los artículos de la revista TRAUMA FUNDACIÓN MAPFRE se publicarán en versión digital en la *web* de FUNDACIÓN MAPFRE (www.fundacionmapfre.com/salud). Los autores de los artículos aceptarán éstas y otras formas de publicación.

Los profesionales que deseen colaborar en algunas de las secciones de la revista pueden enviar sus manuscritos a la redacción de TRAUMA FUNDACIÓN MAPFRE, lo que no implica la aceptación del trabajo. No se admitirán trabajos que hayan sido publicados previamente ni remitidos a otras publicaciones. El Comité de Redacción podrá rechazar, sugerir cambios o llegado el caso, se reservará el derecho de realizar modificaciones, en aras de una mejor comprensión, en los textos recibidos siempre que no se altere el contenido científico.

■ Los trabajos deben remitirse a:

FUNDACIÓN MAPFRE

A/A. TRAUMA FUNDACIÓN MAPFRE

Paseo de Recoletos 23, 28004 Madrid

Tel: 91 581 64 19 / 91 581 63 16

Fax: 91 581 85 35

<http://www.fundacionmapfre.com/salud>

También pueden remitirse por e-mail a:

fundacion.salud@mapfre.com

La revista asume el «Estilo Vancouver» preconizado por el Comité Internacional de Directores de Revistas Médicas, para más información: <http://www.icmje.org/>

- **Derechos de autor:** Todo manuscrito irá acompañado de una carta firmada por todos los autores señalando: «Los abajo firmantes transfieren, en el caso de que el trabajo titulado: ... sea publicado, todos los derechos de autor a TRAUMA FUNDACIÓN MAPFRE que será propietaria de todo el material remitido, en caso de su publicación.» Los autores enviarán un escrito señalando el conflicto de intereses.

En la lista de autores deben figurar únicamente aquellas personas que han contribuido intelectualmente al desarrollo del trabajo.

En la revista no se podrá reproducir ningún material publicado previamente sin autorización y sin señalar la fuente. Los autores son responsables de obtener los permisos oportunos y de citar su procedencia.

- **Proceso editorial:** Los manuscritos serán valorados por el Comité de Redacción y por los revisores de la revista TRAUMA FUNDACIÓN MAPFRE.

Cuando el trabajo precise correcciones, será remitido de nuevo a los autores quienes lo enviarán a la revista en un plazo inferior a los tres meses; transcurrido este tiempo, se desestimarán su publicación.

No se aceptará de forma definitiva ningún trabajo hasta que se hayan modificado todas las correcciones propuestas. Antes de la publicación de un artículo, se enviará una prueba de imprenta al autor responsable quien la revisará cuidadosamente, marcando los posibles errores, devolviéndola a la redacción de la revista en un plazo inferior a 48 horas.

- **Política editorial:** Los juicios y opiniones expresados en los artículos y comunicaciones publicadas en la revista TRAUMA FUNDACIÓN MAPFRE son del autor o autores y no del Comité de Redacción. Tanto el Comité de Redacción como FUNDACIÓN MAPFRE y la empresa editora declinan cualquier responsabilidad sobre dicho material.

- **Normas éticas:** En el caso de que se presenten experimentos con seres humanos se especificará si los procedimientos seguidos en el estudio están de acuerdo con las normas éticas del comité responsable de investigación

clínica, de acuerdo con la declaración de Helsinki: www.wma.net/s/ethicsunit/helsinki.htm

Todos los manuscritos de investigación clínica y de experimentación animal irán acompañados por un certificado de la Comisión Ética o de la Comisión de Experimentación Animal del centro donde se haya efectuado el estudio.

Los autores deben mencionar en la sección de métodos que los procedimientos utilizados en los pacientes y controles han sido realizados tras obtener el consentimiento informado.

I Secciones de la publicación

1. **Editorial.** Estará redactada por el Comité de Redacción o por encargo del mismo. La extensión no debe ser superior a 5 folios mecanografiados a doble espacio y la bibliografía no debe contener más de 10 citas.
2. **Originales.** Sean trabajos, clínicos o experimentales, no habrán sido publicados anteriormente, ni remitidos simultáneamente a otra publicación. No deben sobrepasar los 25 folios de extensión, incluyendo un máximo de 8 fotografías, 4 tablas y 30 citas bibliográficas.
3. **Revisión.** Trabajos encargados por el Comité de Redacción, que cumplan los objetivos de la revista. No debe sobrepasar las 50 citas bibliográficas ni 25 folios, incluyendo tablas y figuras.
4. **Casos clínicos.** Únicamente se publicarán aquellos casos clínicos aislados o aspectos técnicos prácticos que sean de especial interés. El número de autores no superará el número de cuatro. Una nota clínica no sobrepasará cinco folios a doble espacio, cuatro fotografías y dos tablas.
5. **Cartas al director.** Esta sección publicará la correspondencia recibida que guarde relación con las áreas definidas en la línea editorial. En caso de que se realicen comentarios a artículos publicados anteriormente, se remitirá, para su conocimiento, al autor responsable del artículo. El Comité de Redacción de la revista podrá incluir sus propios comentarios. Las opiniones que puedan manifestar los autores, en ningún caso serán atribuibles a la línea editorial de la revista.
6. **Noticias.** En esta sección se informa sobre actividades y convocatorias de premios, ayudas y becas fundamentalmente de FUNDACIÓN MAPFRE. De la misma manera

se presentarán las novedades editoriales relacionadas con las áreas de actuación de la Fundación.

I Normas generales de envío del manuscrito

1. **Texto.** Se remitirán dos copias completas del texto y de las ilustraciones. El texto se mecanografiará con letra Arial 12 en castellano, a doble espacio, en hojas DIN A4 (máximo 30 líneas por hoja) blancas numeradas y con márgenes laterales amplios. Se acompañará de una versión en soporte informático en CD ROM. El manuscrito debe seguir el estilo internacionalmente aceptado, para lo que se recomienda seguir los consejos que a continuación se detallan:
2. **Página de presentación o del título:** en la primera página del artículo figurará:
 - Título en castellano y en inglés.
 - Apellido/s e inicial del nombre de los autores.
 - Centro de trabajo de los autores y departamento/s a los que se atribuye/n el trabajo.
 - Apellido/s e inicial del nombre del autor que se responsabiliza del trabajo, con la dirección, teléfono, fax y e-mail donde quiera recibir la correspondencia.
 - La/s fuente/s de financiación del trabajo.
 - Conflicto de intereses.
3. **Resumen (Abstract):** En la segunda página figurará un resumen estructurado, en español y en inglés (de no más de 250 palabras). Se presentará de la siguiente forma:
 - **Objetivo del trabajo.**
 - **Material (Pacientes) y Método:** Detallando el diseño del estudio, las pruebas diagnósticas y la dirección temporal (retrospectivo o prospectivo). Se mencionará el procedimiento de selección de los pacientes, los criterios de entrada, el número de los pacientes que comienzan y terminan el estudio. Si es un estudio experimental se indicará el número y tipo de animales utilizados.
 - **Resultados:** Se mostrarán los resultados más relevantes del estudio y su valoración estadística.
 - **Conclusiones:** Se mencionarán las que se sustentan directamente en los datos obtenidos.
 - **Palabras clave (Key-words):** Debajo del resumen se incluirán de tres a seis palabras clave para la identificación del trabajo según la lista de encabezamientos de temas médicos (MeSH) del Index Medicus/Medline. Se puede disponer de más información en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez/meshbrowser.cgi>

4. Partes del texto:

- **Introducción:** Será concisa evitando los recuerdos históricos, indicando la hipótesis y los objetivos del trabajo.
- **Material y Métodos:** Se mostrará la serie de pacientes y los criterios de selección, detallando el experimento realizado, las técnicas empleadas, los métodos de valoración, etc. Debe hacerse especial mención al seguimiento clínico de los pacientes o animales de investigación.
Las técnicas específicas se explicarán brevemente citando referencias bibliográficas si fuese necesario.
Nunca deben presentarse los nombres ni las iniciales de los pacientes. Se comunicará el nombre genérico de los fármacos utilizados, así como la dosis administrada y la vía utilizada, evitando nombres comerciales.
Los modelos experimentales se pormenorizarán para permitir a otros investigadores reproducir los resultados. Debe indicarse igualmente el tipo de análisis estadístico utilizado precisando el intervalo de confianza.
- **Resultados:** Serán descriptivos y se expondrán de manera concisa, sucesiva y lógica en el texto, apoyados en tablas y figuras. El número de tablas y figuras está limitado.
El texto, las figuras y las tablas forman un conjunto de forma que los resultados sean fáciles de comprender, evitando repeticiones.
- **Discusión:** Deben explicarse, no repetirse, los resultados obtenidos y su fiabilidad y correlacionarse con los de otros autores. Se contrastarán con técnicas diferentes utilizadas por otros autores para lo que se recomienda una revisión bibliográfica adecuada. Debe resaltarse la trascendencia clínica del estudio y su proyección futura.
Las conclusiones serán claras y concisas, evitando presentar conclusiones que no se desprendan directamente de los resultados del trabajo.
- **Agradecimientos:** Sólo se expresará a aquellas personas o entidades que hayan contribuido claramente a hacer posible el trabajo. Se agradecerán las contribuciones que no justifican la inclusión como autor; la ayuda técnica; la ayuda económica y material, especificando la naturaleza de este apoyo y las relaciones que pueden plantear un conflicto de intereses.

- **Bibliografía:** Aparecerá al final del manuscrito, antes de las tablas y figuras. Se incluirán únicamente aquellas citas que se consideren importantes y hayan sido leídas por los autores. Todas las referencias deben estar citadas en el texto.

Las referencias se numerarán de forma consecutiva al orden de aparición en el texto. Las referencias se identificarán en el texto, tablas y leyendas mediante números arábigos entre corchetes. Las referencias que se citan solamente en las tablas o leyendas deben ser numeradas de acuerdo a la secuencia establecida por la primera identificación en el texto de dicha tabla o ilustración. Las abreviaturas de las revistas serán las del List of Journals Indexed, del Index Medicus. Disponibles en:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez/meshbrowser.cgi>

Cuando se citen en el texto se hará con el número correspondiente o citando a los autores. Si el artículo de referencia es de un único autor se citará el autor y el número de referencia, si son dos autores se citarán los dos autores y el número de referencia del artículo y cuando sean más de tres autores se citará al primer autor seguido de «et al» y el número de referencia.

No se deben citar ni utilizar como referencia los resúmenes de congresos, «observaciones no publicadas» o «comunicaciones personales». Los trabajos aceptados para publicación se podrán incluir en la bibliografía, haciendo constar la revista o libro y «(en prensa)». Se evitarán citas clásicas, históricas o marginales al tema. La bibliografía se reflejará de la siguiente forma:

Artículo de revista: Delgado PJ, Abad JM, Dudley AE, García A. Síndrome del túnel carpiano asociado a variaciones anatómicas de músculos del antebrazo y mano. *Patología del Aparato Locomotor* 2005; 3:81-6.

Artículo con más de seis autores: Bernabeu E, Sánchez-Brea LM, Larena A, Cáceres DA, de la Piedra C, Montero M et al. Análisis por micrometría óptica directa y confocal de quitosano en medio de cultivo de osteoblastos. *Patología del Aparato Locomotor* 2005; 3:144-51.

Suplemento de revista: Forriol F. Modelos experimentales en investigación médica. *MAPFRE Medicina*. 1996; 7(supl IV):S47-S52.

Libro completo: Ruano A. Invalidez, desamparo e indefensión en seres humanos. Madrid: FUNDACIÓN MAPFRE Medicina; 1993.

Capítulo de libro: Cepero S, Ullot R, Huguet R. Fracturas en la infancia y adolescencia. En: Fernández Sabaté A, Portabella Blavia F (eds). Fracturas de la extremidad proximal del fémur. Madrid: Editorial MAPFRE SA; 2003. p.515-30.

Tesis Doctoral: Fernández Angulo JM. Cáncer de mama familiar en España: estudios genéticos y estimación de riesgo [tesis doctoral], Madrid, Universidad Complutense; 2006.

Comunicación a congreso: López-Oliva F. Cementos y bioimplantes en la infección ósea. Actas XXX Simposium Internacional de Traumatología y Ortopedia FREMAP: Infecciones osteoarticulares. Majadahonda, Madrid, España, Junio 2004. p. 202.

- **Tablas:** Las tablas se ordenarán en guarismos arábigos, con numeración independiente entre sí, consecutivamente según el orden de aparición en el texto y parecerán en el lugar adecuado del texto como (tabla). Las tablas irán incluidas en el manuscrito, en páginas independientes, después de la bibliografía. Cada tabla estará encabezada por su número y título correspon-

diente. En caso de colocar abreviaturas se explicarán al pie de la tabla. Se evitarán diseños con bordes, sombreados y rellenos.

- **Figuras y fotografías:** Las figuras (gráficos, dibujos y fotografías) se ordenarán en guarismos arábigos con numeración independiente entre sí, consecutivamente según el orden de aparición en el texto y abreviadas en el texto con la palabra (fig.). El texto de las figuras irá en hoja aparte, después de la bibliografía.

La calidad de la iconografía será profesional, no se aceptan fotocopias.

Las fotografías en papel no irán montadas y tendrán un tamaño de 13 x 18 cm. La resolución mínima será de 300 puntos por pulgada y en un ancho mínimo de 10 cm. En su reverso, escrito a lápiz, figurará el número correspondiente, el título del trabajo, las iniciales de los autores y una flecha que indique el sentido de su colocación. También se podrán enviar figuras en formato digital en un CD con ficheros en formatos legibles (TIFF, JPEG,...). Si se envían figuras de otra publicación deberán acompañarse del permiso correspondiente para su reproducción, señalando la procedencia. ■